Détermination et simulation des faisceaux

Prévision des modificateurs de faisceaux

Cours n°3

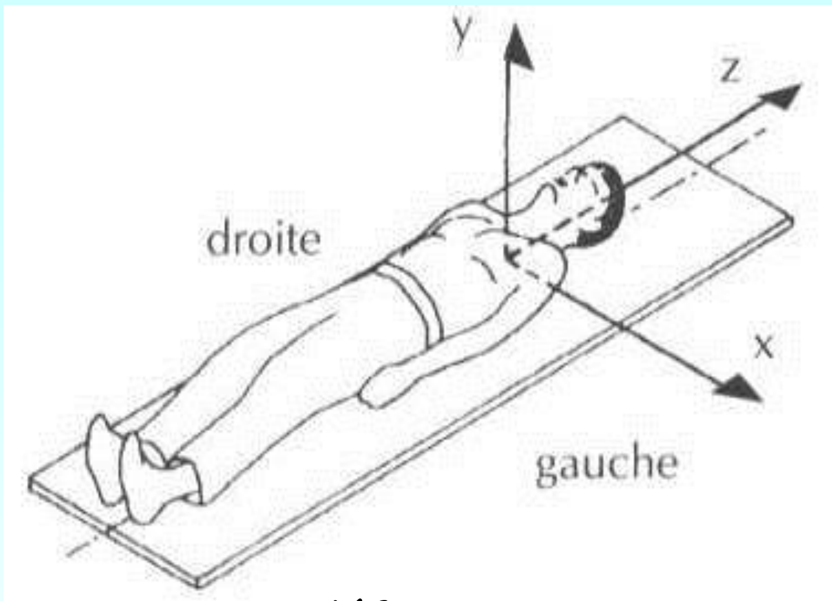
Véronique Bodez

Robin Garcia



Institut Sainte Catherine

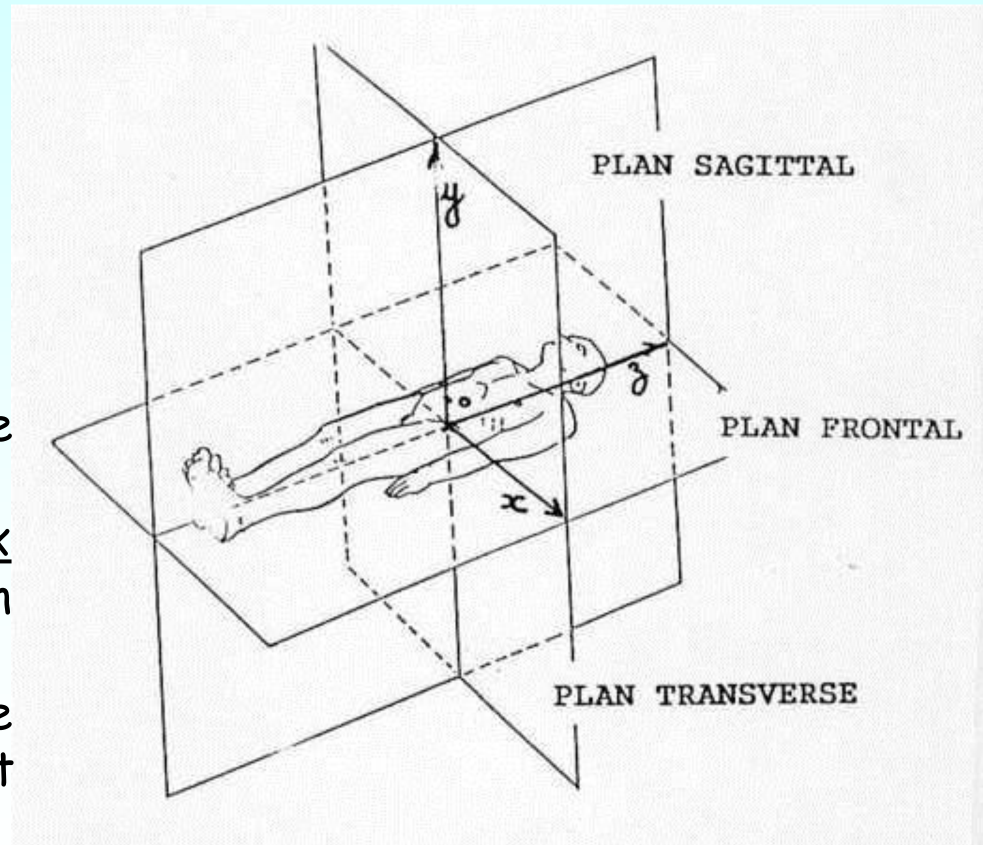
Orientation dans l'espace en radiothérapie



Système de coordonnées permettant le repérage des structures sous l'appareil de traitement.

Un point est défini par :

- Sa hauteur y au dessus du plan de la table (Hauteur Table ou HT)
- Sa distance transversale x (droite/gauche) par rapport au plan sagittal médian
- Sa distance longitudinale z (positive vers la tête) par rapport à un point de référence



Détermination et simulation des faisceaux

- **Quel est le but de la simulation ?**
  - Le but de la simulation est de préparer toutes les données nécessaires à la réalisation du traitement du patient
  - Le traitement doit être optimal, c'est-à-dire que l'on doit délivrer la dose adéquate au(x) volume(s) cible(s) tout en épargnant au maximum les volumes sains ou critiques environnants
  - La simulation n'est pas une étape indépendante mais elle est liée à la dosimétrie prévisionnelle des traitements

Détermination et simulation des faisceaux

- **Les différentes étapes de la simulation**
  - Acquisition des données du diagnostic, du bilan d'extension et détermination de l'objectif du traitement : curatif ou palliatif, zones à traiter …
  - Choix de la position du traitement et reproductibilité de celle-ci par un moyen de contention approprié au traitement
  - Repérage des volumes cibles à traiter et des organes critiques
  - Mise en place des faisceaux d'irradiation et obtention des images de référence (radiographies classiques, BEV, DRR)
  - Acquisition des paramètres géométriques du traitement
  - Acquisition des données anatomiques du patient pour le calcul du temps de traitement et de la distribution de dose.

Détermination et simulation des faisceaux

- **Différentes méthodes de simulation**
  - La simulation sous l'appareil de traitement
  - Le simulateur standard
  - Le simulateur « virtuel »
    - Le simulateur scanner
    - Le scanner standard

Détermination et simulation des faisceaux

- **La simulation sous l'appareil de traitement**
  - Appareils = Cobalt ou accélérateurs linéaires d'électrons
  - La validation des faisceaux est effectuée sur une image à haute énergie dont le contraste est médiocre
  - Exemple de gammagraphie





Détermination et simulation des faisceaux

- **Le simulateur standard**
  - Le diaphragme ou collimateur comporte un croisillon radio opaque matérialisant le centre et les axes des faisceaux, ainsi que 2 paires de barres ou délinéateurs pour simuler les bords du champ de traitement
  - Un porte cassette (complété par un amplificateur de brillance) est monté à l'opposé du tube à rayons X sur un support permettant le réglage de la distance isocentre film ; c'est-à-dire le réglage de l'agrandissement de la taille du faisceau sur le film.



Détermination et simulation des faisceaux

- **Le simulateur standard**
  - La table (support du patient) doit avoir une surface plane et rigide comme celle de traitement ainsi que les mêmes degrés de mouvements longitudinaux et de rotation.

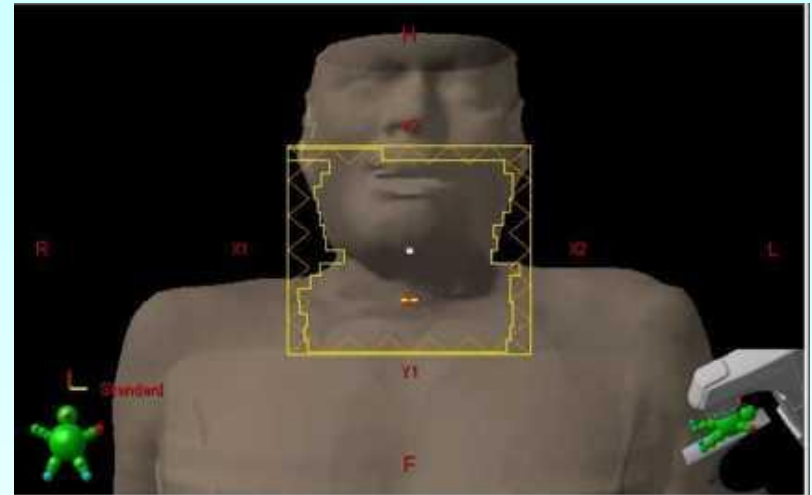


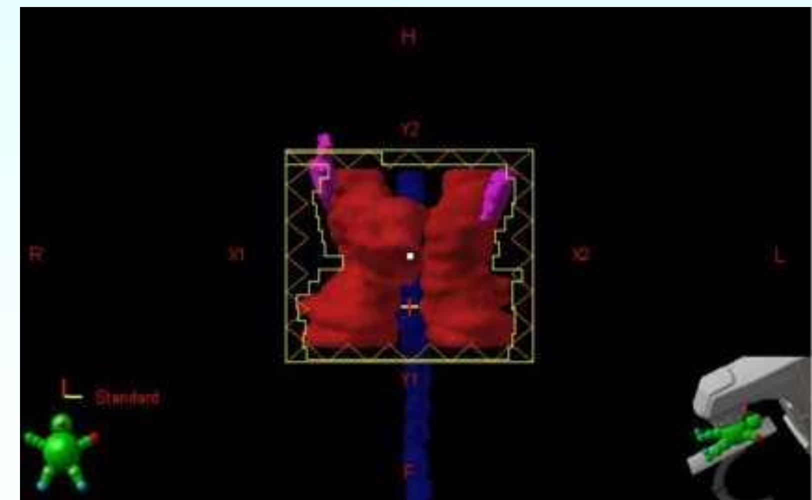
Détermination et simulation des faisceaux

- **Le simulateur «virtuel»**
  - C'est un ordinateur capable de récupérer une série de coupes scanner (coupes transverses ou axiales) et de reconstruire le patient en 3 dimensions. On a alors accès aux structures internes du patients et on peut dessiner tous les volumes nécessaires à la simulation (volume tumoral, organes à risque).
  - On positionne alors les faisceaux au moyen de différentes fonctions graphiques :
    - Le Beam's Eye View (BEV)
    - Les DRR : Digitally Reconstructed Radiography
    - Les DCR : Digitally Composited Radiography

Détermination et simulation des faisceaux

- **Le Beam's Eye View (BEV)**
  - Cette fonction permet de visualiser les différents volumes
  - Le patient est vu comme si l'œil se trouvait à la place de la source de rayonnement.
  - Les dimensions et la forme du faisceaux peuvent être ajustées pour couvrir au mieux la zone à traiter tout en évitant les OAR.



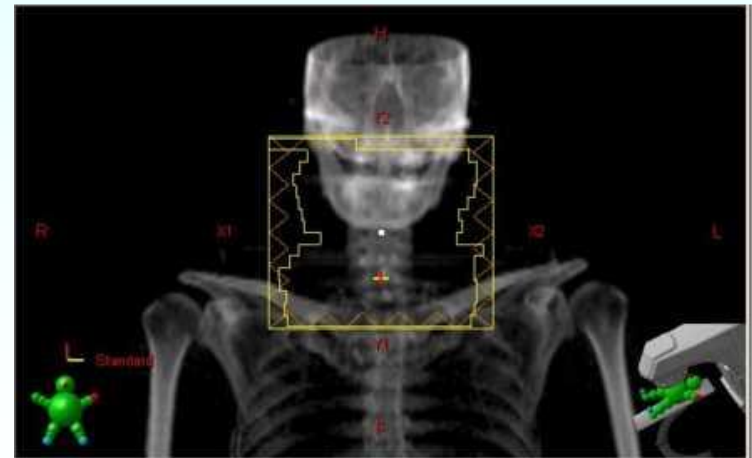


Détermination et simulation des faisceaux

Les DRR : Digitally Reconstructed Radiography

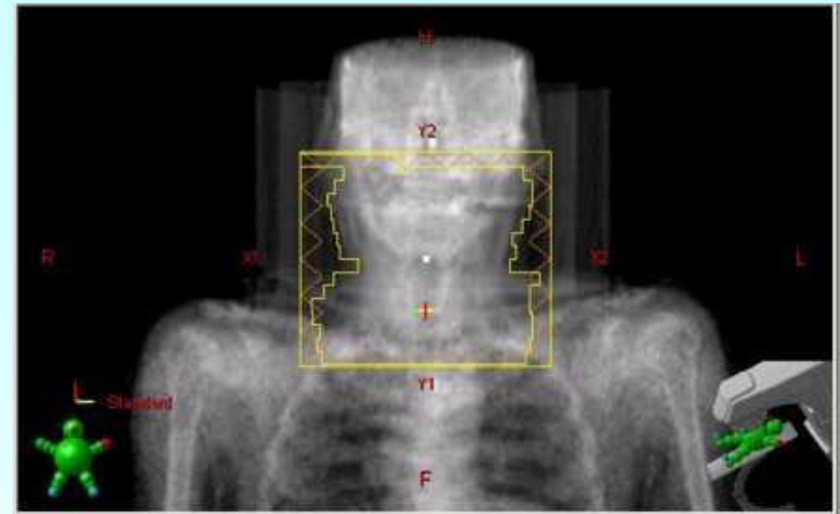
- Ce sont des radiographies générées informatiquement par projection de « lignes » de RX au travers d'une série de coupes scanner d'un patient.
- L'avantage des DRR / aux radiographies d'un simulateur c'est que l'on peut éliminer une partie du patient lors de la reconstruction et mieux visualiser la partie interessante.
- En résumé : une DRR est la superposition du BEV et de la radiographie classique correspondante.

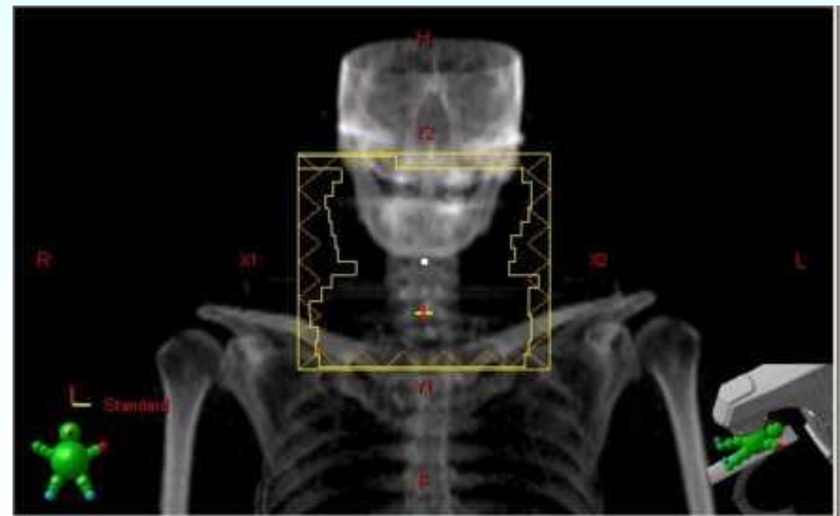




Détermination et simulation des faisceaux

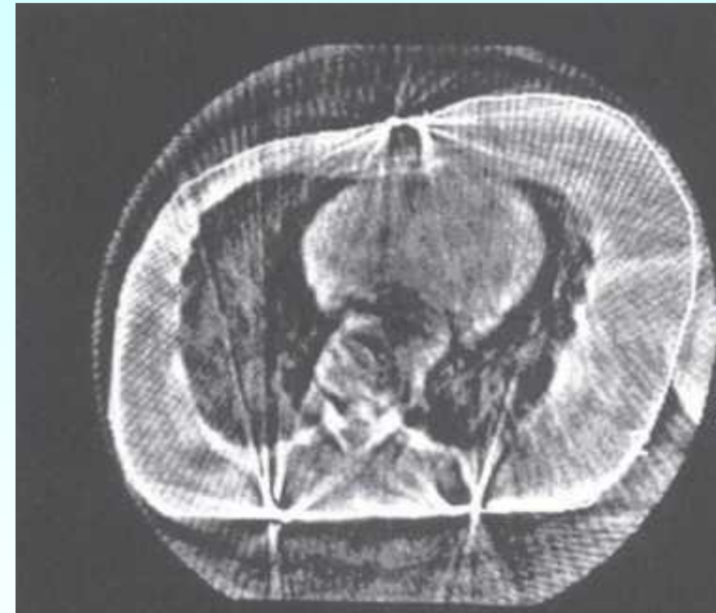
- **Les DCR : Digitally Composited Radiography**
  - Elles sont similaires aux images DRR, mis à part le fait que l'on peut choisir d'augmenter ou de supprimer la contribution de certaines classes de tissus en multipliant les nombres de Hounsfield (H) par un facteur correctif qui varie en fonction de H.
  - On pourra choir une visualisation osseuse, cutanée …





Détermination et simulation des faisceaux

- **Comment obtenir des coupes transverses ou axiales ?**
  - **Le simulateur scanner**
    - Par ajout de détecteurs sur une barrette au dessus de l'amplificateur de brillance (AB) ou en utilisant les signaux électriques provenant d'une caméra spatiale associée à l'Amplificateur de Brillance
    - Le diamètre du tunnel défini par la rotation du détecteur peut atteindre 100 cm, ce qui permet d'utiliser les accessoires et les positionnements de radiothérapie.
    - Les temps d'acquisition et de reconstruction sont assez longs ce qui limite l'examen à quelques coupes, de qualité moyenne.
    - La qualité des images est suffisante pour avoir les contours externes et internes « simples » du patient.



Détermination et simulation des faisceaux

- **Comment obtenir des coupes transverses ou axiales ?**
  - **Le scanner standard**
    - Scanner de diagnostic sur lequel on a modifié le plateau d'examen afin de la rendre plan, rigide et d'une largeur semblable à celle d'une table de traitement.
    - On devra adapter la position et les contentions des patients à la taille réduite du tunnel
    - Le patient respire normalement sans trop gonfler ses poumons pour être dans des conditions aussi proches que possible du traitement
    - L'examen est effectué en mode hélicoïdal avec une largeur de coupes et une distances inter coupes aussi petites que possible ; ceci afin d'avoir la meilleure résolution possible
    - Des lasers sont placés dans la salle de scanner pour aider au marquage et au repositionnement des patients.

Détermination et simulation des faisceaux

- **Comment obtenir des coupes transverses ou axiales ?**
  - **Le scanner standard**
    - Exemple de coupes axiale :



Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Positionnement
  - Définition des faisceaux
  - Réalisation des clichés radiologiques
  - Marquage et tatouages
  - Données complémentaires

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Positionnement
    - Choix de la position du patient : stable, reproductible et permettant éventuellement une protection naturelle de certains organes.
    - Confort du patient avec éventuellement une contention personnalisée compatible avec l'appareil de traitement et outils de diagnostic.
    - Des marques sont faites à la peau ou sur les systèmes de contention pour matérialiser des repères d'alignement (lasers)



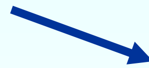
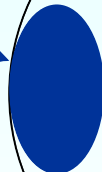
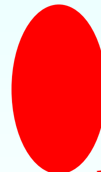
Détermination et simulation des faisceaux

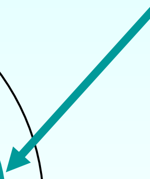
- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Définition des faisceaux
    - Le radiothérapeute imagine une façon de traiter le volume cible en fonction des données propres au patient (bilan d'extension) mais aussi de sa connaissance de l'histoire de la maladie et de l'anatomie générale.
    - On peut reporter la projection du volume cible pour optimiser le centrage (fils métalliques à la peau, produit de contraste)
    - Il choisit le type de rayonnement (photons ou électrons) en fonction de la localisation du volume cible et de sa profondeur

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Le type de rayonnement

Volumes cibles superficiels
z < 1 cm
•RX 50 kV ou 100-300 kV
•Electrons 4-6 MeV
•Electrons + RX faible E



Volumes cibles semi-profonds
z < 7-8 cm qui n'incluent pas la peau
•Co 60 ou RX 4-6 MV
• Electrons de haute énergie
• RX 4-6 MV + Electrons hte E

Volumes cibles profonds
toujours plusieurs faisceaux
• Co 60 ou RX 4-25 MV

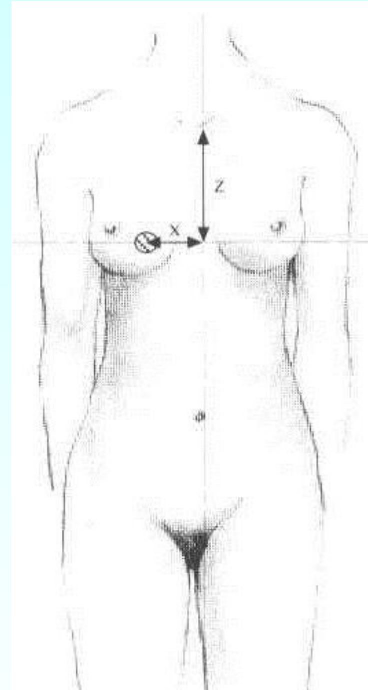
Détermination et simulation des faisceaux

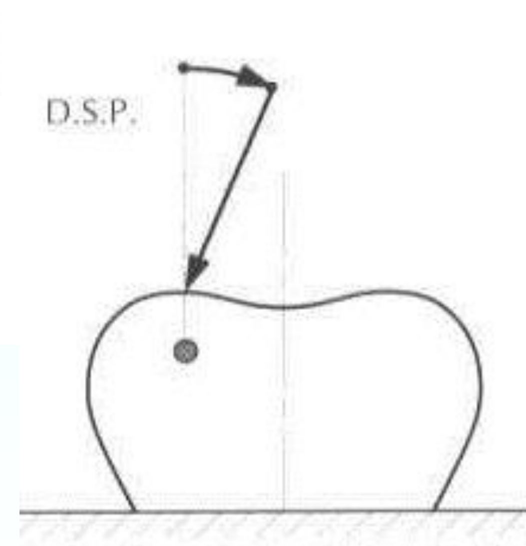
- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - La technique de traitement
    - Traitement en DSP = Distance source peau donnée
      - Distance selon l'axe du faisceau entre la face de sortie de la source et la face d'entrée de l'objet irradié (peau du patient)
      - Aussi appelée DSS = distance source surface
      - Elle est de 100 cm pour les accélérateurs et de 80 cm pour les appareils de télécobalthérapie
      - Technique couramment utilisée au début de la radiothérapie
      - Avantages de la technique :
        - Utilisée pour une technique simple (traitements avec un seul faisceau ou 2 faisceaux opposés)
        - Pour les localisations superficielles ou mobiles / aux repères osseux (sein par exemple), assurance d'une distance correcte entre la peau et la source

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Etape d'un centrage pour un traitement en DSP

-Alignement du malade sur la table en position de référence (lasers)
-Recherche des coordonnées du point d'entrée du faisceau avec le faisceau lumineux vertical pour les coordonnées x et z et le télémètre à la DSP de l'appareil de traitement. Cette étape revient à placer l'isocentre d'un appareil tournant à la peau au point prévu de l'entrée du faisceau
-Ajustement des paramètres géométriques (bras, collimateur, taille de champ…)



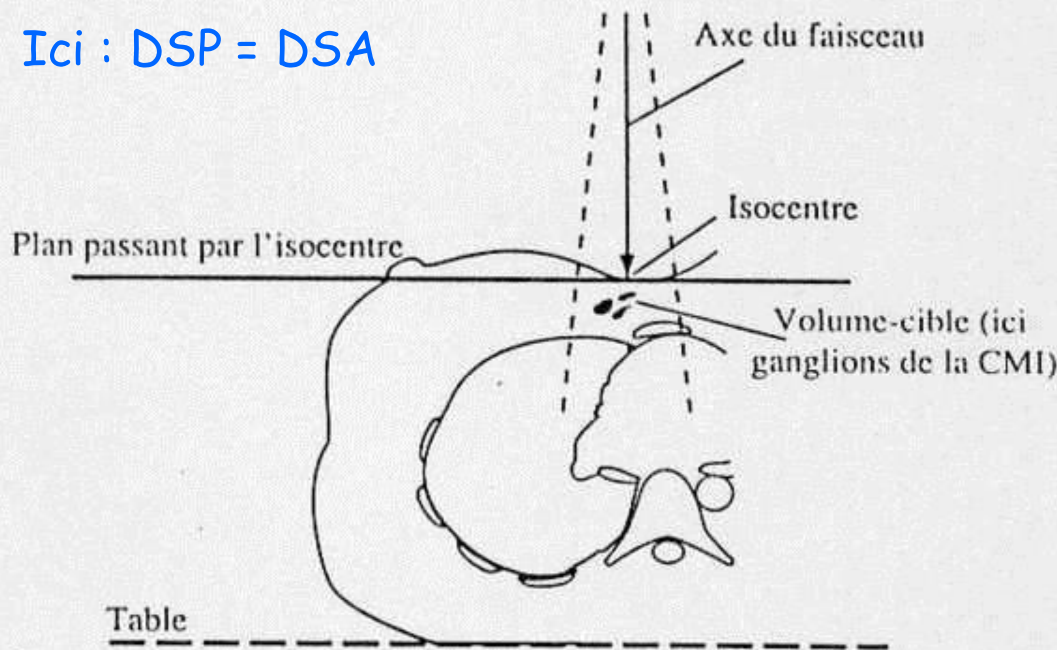


Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - La technique de traitement
    - Traitement en DSP
      - Inconvénients :
        - Car manque de corrélation entre la peau et les structures profondes d'où les imprécisions lors du traitement associant plusieurs faisceaux convergents et des volumes cibles profonds
        - Dans le cas de modifications anatomiques dues à une fonte tumorale ou à des variations pondérales par exemple. Cette technique induit une variation de la dose délivrée aux volumes cibles profonds liée à la différence d'atténuation dans les tissus sus-jacents et à la variation de la distance source volume cible.
        - Impose de rentrer dans la salle à chaque faisceau pour aller remettre la bonne distance de traitement

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - La technique de traitement
    - Traitement en DSP
      - Exemple :



Cette technique est appliquée pour :
- Les faisceaux uniques de photons
- Les faisceaux d'électrons
- Les techniques utilisant un nombre réduit de faisceaux obliques ou non coaxiaux

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - La technique de traitement
    - Traitement en DSA = Distance source axe de rotation donnée
      - Distance selon l'axe du faisceau entre la face de sortie de la source et l'isocentre
      - Aussi appelée DSI = Distance Source Isocentre ou DST = Distance Source Tumeur
      - Technique née avec le développement des traitements des tumeurs profondes par faisceaux convergents, la DSP devient différente pour chaque faisceau

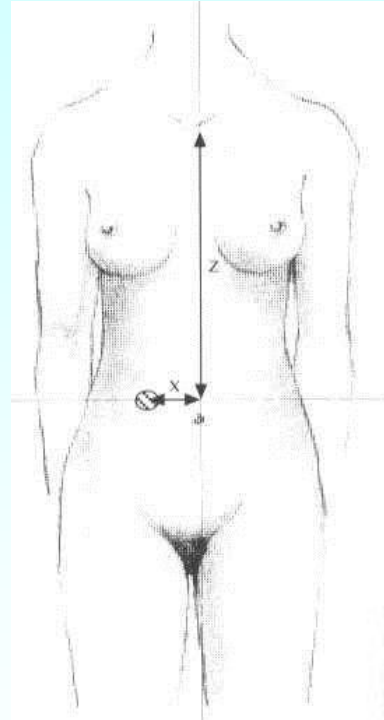
Détermination et simulation des faisceaux

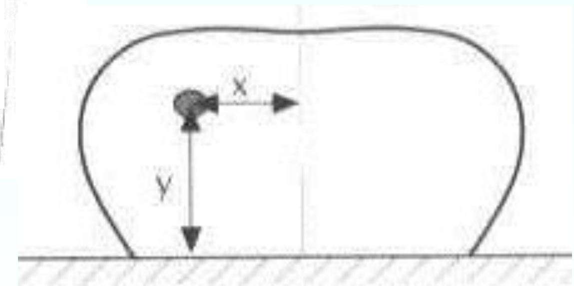
- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Traitement en DSA
    - Avantages de la technique :
      - On peut, lorsque l'on a placé l'isocentre de l'appareil à la bonne position par rapport au patient (au centre du volume cible), réaliser plusieurs faisceaux convergents par simples réglages des paramètres (plus besoin de rentrer dans la salle à chaque faisceau)
      - Meilleure précision que la technique précédente avec une minimisation des erreurs de distance source volume cible. Par traitement de faisceaux opposés le même jour, on a une compensation d'erreurs géométriques
      - Si des modifications anatomiques se produisent, la variation de la dose délivrée au volume cible profond ne dépend presque plus de la variation de l'atténuation des tissus sus-jacents

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Etape d'un centrage pour un traitement en DSA

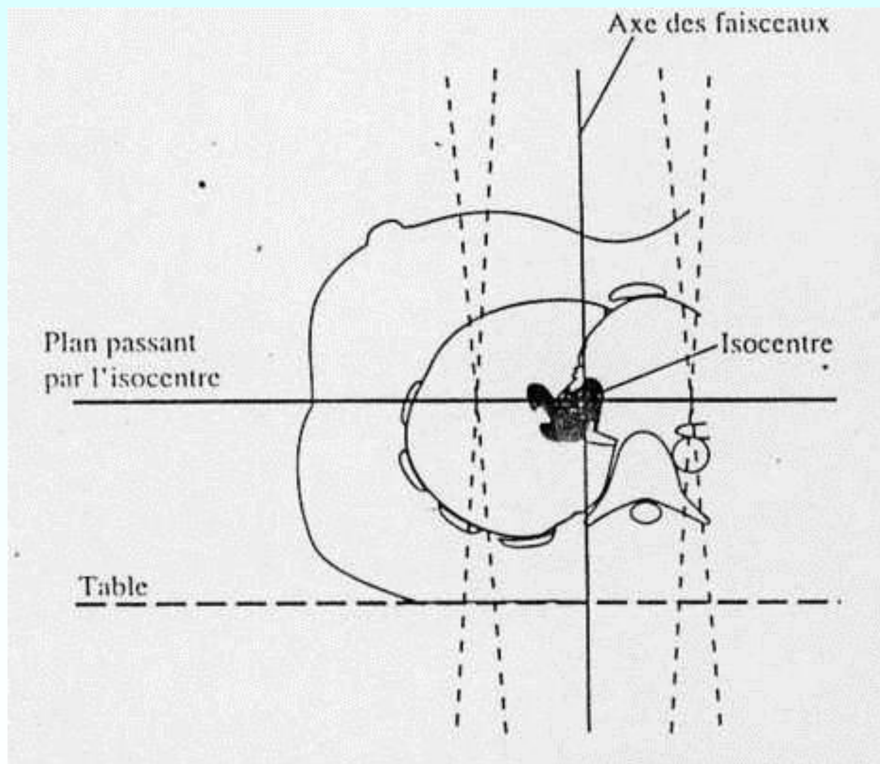
-Alignement du malade sur la table en position de référence (lasers)
-Recherche des coordonnées du point d'entrée du faisceau avec le faisceau lumineux vertical pour les coordonnées x et z et ajustement de la hauteur de table (y) pour placer l'isocentre au centre du volume cible.
-Ajustement des paramètres géométriques (bras, collimateur, taille de champ…)





Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - La technique de traitement
    - <u>Traitement en DSA</u>
      - Exemple :



Cette technique est appliquée pour :
-Les irradiations utilisant un grand nombre de faisceaux
- Adaptée à l'irradiation des tumeurs profondes par faisceaux coaxiaux

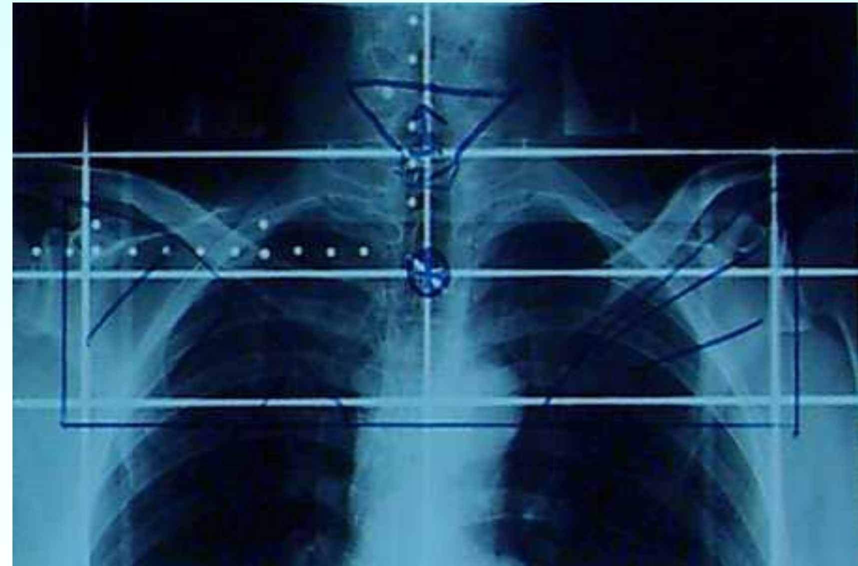
Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Réalisation des clichés radiologiques
    - Le radiothérapeute va définir la balistique (nombre et orientation des faisceaux)
    - Puis la technique employée (DSP ou DSA)
    - Le manipulateur, en suivant les consignes du radiothérapeute, va rechercher le centre du volume cible vu depuis la source de chaque faisceau en s'accordant à la DSA ou DSP disponible su l'appareil de traitement retenu.
    - Il réalise pour chaque faisceau un cliché radiologique qui simule le faisceau de traitement.
    - Ces radios permettent de situer la zone à traiter par rapport à des repères anatomiques, en général osseux.
    - Ces radios servent aussi de référence pour les clichés de contrôle ultérieurs réalisés sous l'appareil de traitement (gammagraphie ou imagerie portale).

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Réalisation des clichés radiologiques

- Les caractéristiques de chaque faisceau (DSP, DSF, dimensions, angles…) sont relevées manuellement ou enregistrées dans un système de gestion des paramètres.
- Des clichés peuvent aussi être effectués à des angles différents de ceux des faisceaux de traitement pour faciliter la mise en place et le contrôle de la mise en place du patient en traitement. Il est plus facile de mesurer des décalages sur des faisceaux antérieurs et latéraux que sur des obliques.



Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Marquage et tatouages



    - Il faut ensuite reporter l'emplacement des champs sur la peau du patient et/ou le système de contention et en marquer les points caractéristiques (centres, bords, coins…) par des points de tatouages ou de la peinture afin de les retrouver à chaque séance de traitement, voire beaucoup plus tard s'il faut réirradier le patient

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation conventionnelle ou centrage**
  - Données complémentaires
    - Avant que le patient ne quitte la salle de simulation, il est nécessaire de prendre quelques « mesures » :
      - Coupe transverse passant par l'isocentre avec axes des faisceaux et axes d'alignement pour recoller plusieurs contours (au conformateur par exemple) ; elle permet le calcul du temps de traitement et de la distribution de dose
      - D'autres contours transverses ou sagittaux
      - On peut aussi (cas simples) ne relever que les épaisseurs nécessaires au calcul du temps de traitement
      - On fait aussi une photo du patient en position de traitement avec les différents repères à la peau pour faciliter la mise en place en traitement.
    - La plupart du temps, le médecin dessine des caches personnalisés sur les clichés radiologiques. Ces clichés seront utilisés pour la découpe des caches, d'où l'importance de connaître la DSF
    - Si la dose au volume cible, le fractionnement ainsi que les doses limites aux organes critiques sont précisés, alors le dossier peut être transmis pour les calculs dosimétriques.

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation sous la machine**
  - Elle reprend les grandes lignes de la simulation standard.
  - On se base essentiellement sur des repères anatomiques externes
  - On fait des calcul dosimétriques en un point (calcul du temps de traitement) sur l'axe
  - Les clichés ont un contraste médiocre (sauf avec les nouveaux imageurs portals)
  - La qualité de la simulation sous l'appareil de traitement est toutefois suffisante sans nuire à la précision recherchée des soins pour les cas les plus simples : encéphale in toto, les membres, les lésions cutanées …

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle**
  - Grâce aux progrès informatiques dans le domaine du calcul et de l'imagerie, il est devenu possible d'optimiser la dosimétrie, en utilisant un grand nombre d'images CT et en profitant des possibilités de reconstruction et de visualisation tridimensionnelle de l'anatomie et des doses.
  - Suivant les outils et l'appareillage utilisés, on peut distinguer 2 types de simulation virtuelle :
    - Simulation virtuelle de type 1 :

    Scanner => TPS (BEV, DRR, Dosimétrie) => Clichés sur simulateur standard => Traitement

    - Simulation virtuelle de type 2 :

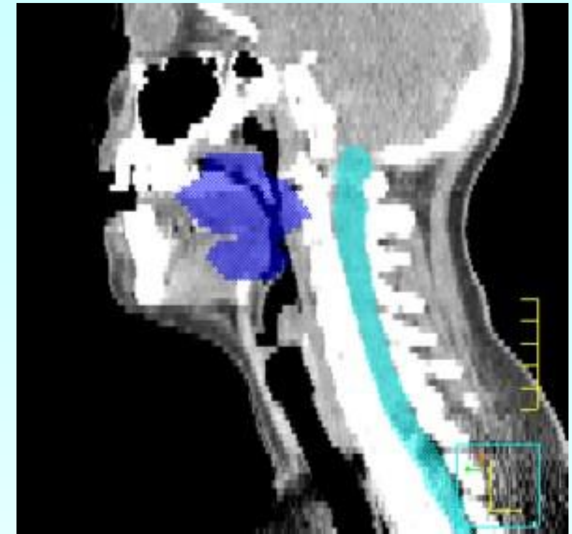
    Scanner => Station de visualisation et de mise en place des faisceaux (BEV, DRR, DCR) – Fusion avec d'autres examens <=> Dosimétrie sur TPS => Traitement

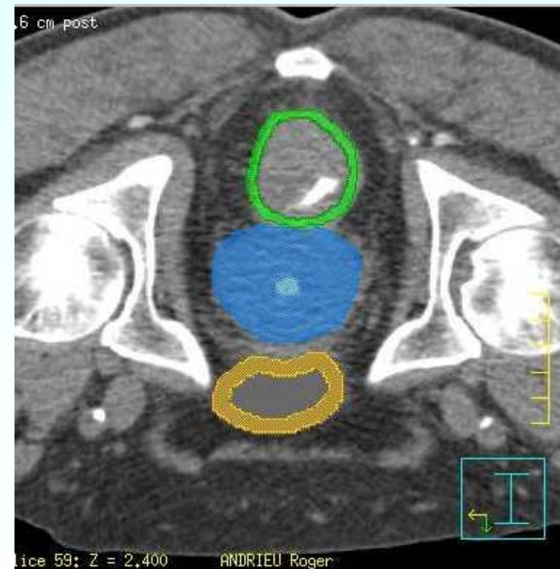
Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle de type 1**
  - Première étape (idem simulation standard):
    - Choisir la position du patient en fonction du traitement prévu
    - Stabiliser cette position par un système de contention adéquat. Le choix des matériaux devra être fait de façon à n'induire aucun artéfact sur les systèmes d'imagerie.
  - Deuxième étape :
    - Scanner du patient avec grand nombre de coupes et marge suffisante dans le sens cranio-caudal par rapport au volume cible.
    - Il faudra s'assurer que le lit d'examen est plat et horizontal, que le patient est bien aligné grâce à des lasers et placer sur la peau ou la contention des repères radio opaques qui seront ensuite utilisés pour définir la position de l'isocentre.
    - Il faudra s'assurer aussi que le diamètre de reconstruction englobe tout le patient (réglage du FOV = Field Of View) afin que le faisceau de traitement voit l'épaisseur réelle du patient et que la dosimétrie soit correcte
    - Les données sont ensuite transférées vers le système de dosimétrie par un support physique amovible (bande magnétique, disque magnéto-optique,…) ou par un réseau informatique local

Détermination et simulation des faisceaux

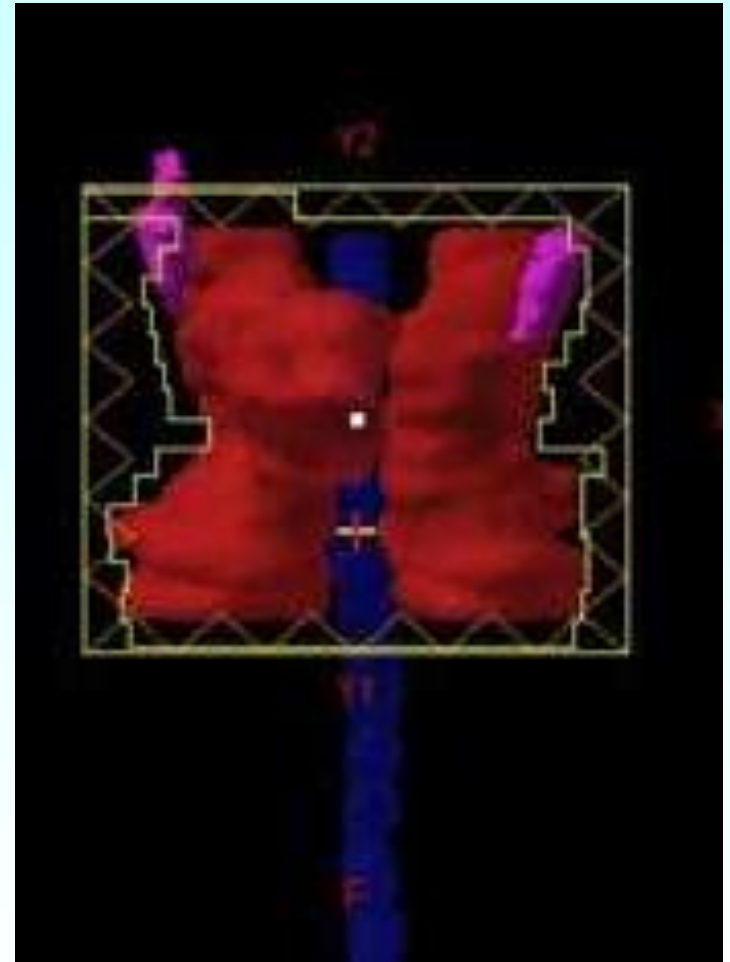
- **Simulation Virtuelle de type 1**
  - <u>Troisième étape :</u>
    - Sur les images récupérées sur le TPS (Treatment Planning System), les différents volumes sont contourés : contour externe, GTV, CTV, PTV, organes à risque…
    - La prescription de dose établie par le médecin précise la dose à délivrer aux volumes cibles et des doses limites à ne pas dépasser aux organes critiques.





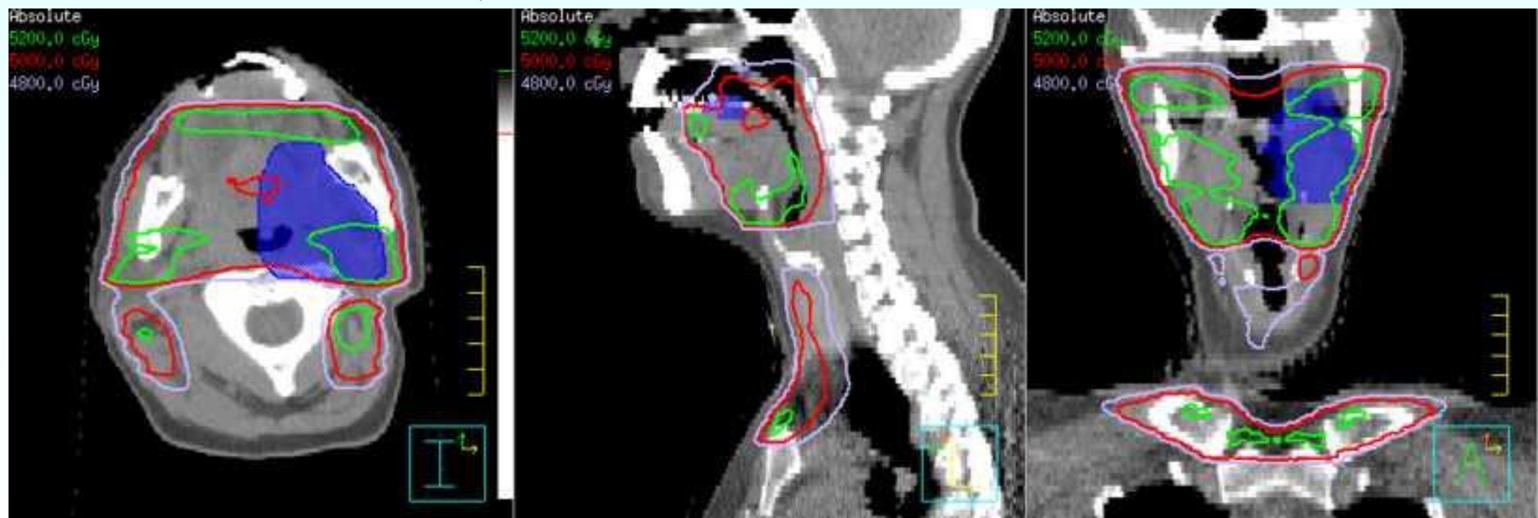
Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle de type 1**
  - <u>Quatrième étape :</u>
    - On passe à la simulation :
      - Choix du type de rayonnement
      - Choix de la balistique d'irradiation : étape importante facilitée par l'utilisation du BEV. L'intérêt de cette fonction est de trouver l'angle sous lequel on peut séparer au mieux le volume cible des organes à risque
      - Dans la majorité des cas, l'angulation des faisceaux est prédéfinie par des protocoles (AP/PA – latéraux – obliques …) et le BEV sert à adapter la taille du faisceau et à définir les caches (dosimétrie conformationnelle)



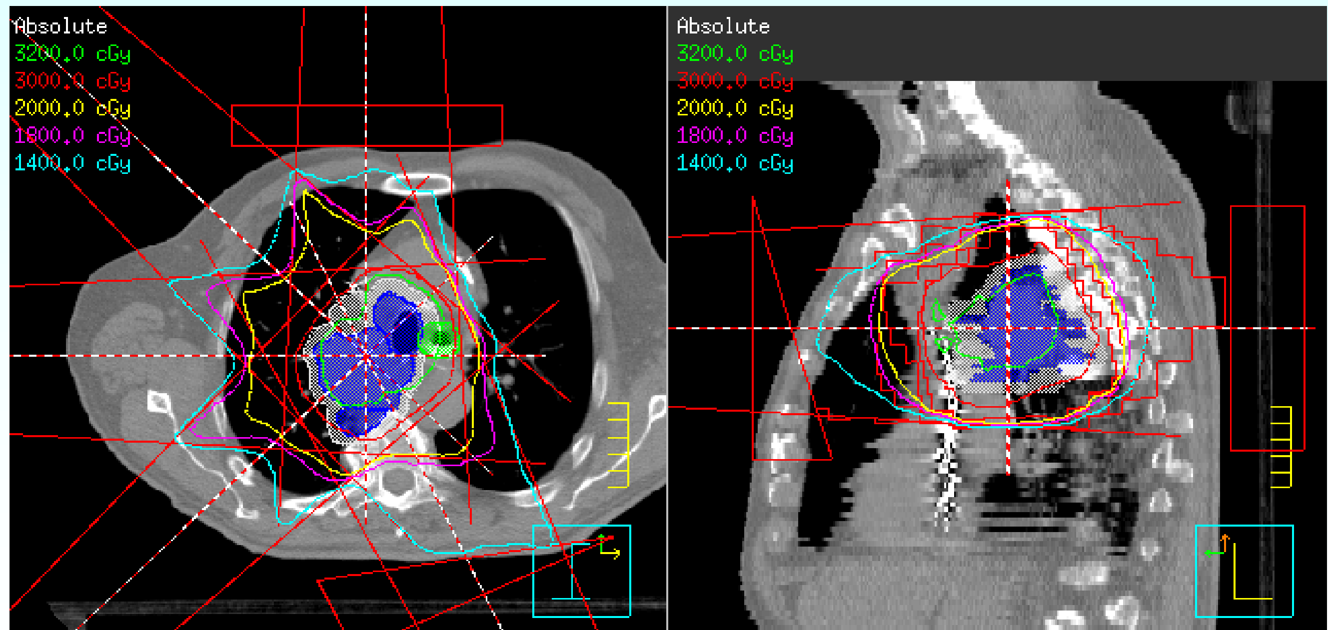
Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle de type 1**
  - <u>Quatrième étape :</u>
    - Calcul de dosimétrie : étape simultanée et itérative avec le choix de la balistique. Une bonne balistique est celle qui va donner la dose la plus homogène possible dans le volume cible tout en limitant au maximum la dose reçue par les tissus sains. Tant que le résultat n'est pas satisfaisant, on revient au choix de la balistique ou à des modifications de pondérations, d'énergie, à l'emploi de modificateurs de faisceaux…



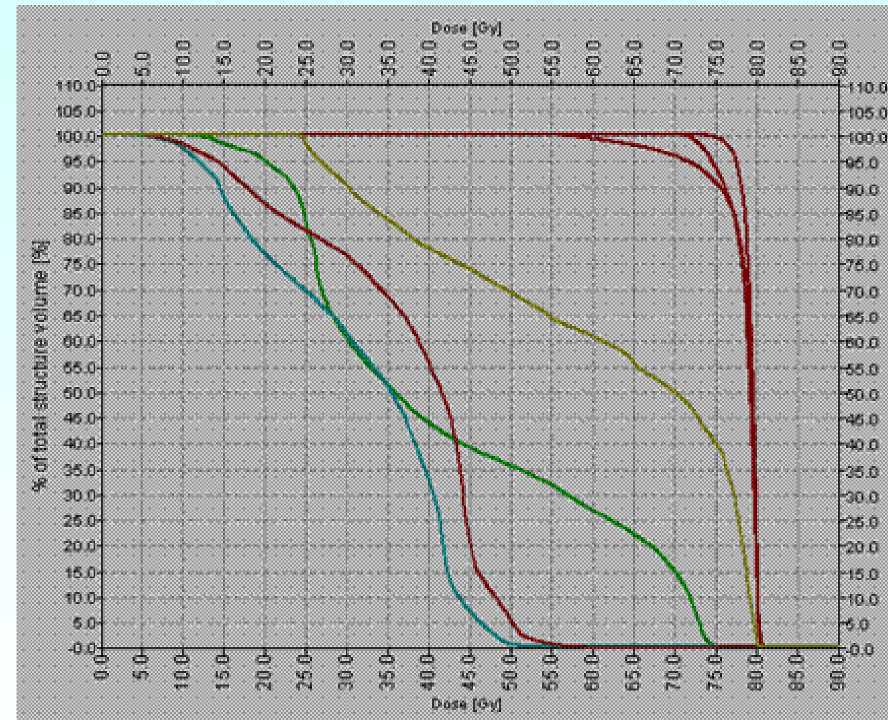
Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle de type 1**
  - <u>Quatrième étape :</u>
    - Les différents modificateurs de faisceaux à notre disposition sont : les caches, les dégradeurs de faisceau, les bolus, les générateurs d'hémi-faisceau, les générateur de pénombre, les compensateurs, les filtres en coin, la modulation d'intensité (cf. cours sur les modificateurs de faisceaux)



Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle de type 1**
  - Quatrième étape :
  - Calcul de dosimétrie : L'examen de la répartition de dose et des histogrammes dose-volume sont des éléments d'appréciation de la qualité d'une planification.
  - S'il reste un choix entre plusieurs techniques, il faut retenir la plus simple et la plus reproductible.



Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle de type 1**
  - <u>Quatrième étape :</u>
    - Les systèmes tendent à tenir compte de facteurs biologiques : TCP (=Tumor Control Probability) ou NTCP (Non Tumor Complication Probability) dans les histogrammes dose volume ainsi que de programmes d'optimisation automatique (Inverse Treatment Planning) surtout dans le cas de traitement par modulation d'intensité.

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle de type 1**
  - Cinquième étape : Vérification après simulation virtuelle
    - Dans beaucoup de centre, même si on peut utiliser les DRR, on préfère effectuer une simulation de vérification sous le simulateur classique. Le patient est remis dans sa position de traitement et à partir des données de la simulation virtuelle, il est possible de :
      - Réaliser des clichés radiologiques des faisceaux de traitement en tenant compte du décalage de l'isocentre par rapport aux repères initiaux placés sur le patient lors du scanner.
      - Reporter l'emplacement des champs sur le patient, tatouer les points caractéristiques ou les tracer sur les contentions.
      - Parfois, les clichés radio sont infaisables ou difficilement interprétables (grande rotation de table) et des faisceaux de mise en place antérieurs et latéraux sont plus adéquats.

Détermination et simulation des faisceaux

- **Simulation Virtuelle de type 2**
  - Très proche de la simulation virtuelle de type 1, les principales différences sont :
    - La salle de scanner dispose de lasers permettant de positionner la projection de l'isocentre des faisceaux sur la peau du patient. On trouve 2 lasers latéraux fixés au murs de la salle. Un déplacement longitudinal et en hauteur table permettra de marquer les axes latéraux sur le patient. Un laser sagittal est fixé au plafond et est mobile latéralement de façon à pouvoir marquer l'axe antérieur.
    - Les ordinateurs sur lesquels on récupère les images possèdent des outils de visualisation 3D rapides et puissants. On doit quasiment avoir une reconstruction des images des faisceaux (BEV, DRR, DCR) en temps réel. Ces systèmes peuvent être intégrés à des systèmes de calculs de dose.
    - Dans la majorité des cas, le patient reste sur la table d'examen le temps que la simulation soit effectuée et on peut ainsi marquer le vrai isocentre. (temps de simulation = 30 min pour prostate et seins complets). Les projections antérieures et latérales de l'isocentre sont marquées à la peau.
    - La différence majeure avec la simulation de type 1 est la présence du scanner dans le service de radiothérapie pour avoir des lasers réglés de façon optimale, une table et des accessoires identiques aux salles de traitement.
    - L'étape consistant à repasser à la simulation classique est superflue.

Détermination et simulation des faisceaux

- Conclusions sur la simulation
  - La simulation virtuelle est une opération qui nécessite des moyens et un temps (homme) importants. Le gain thérapeutique attendu doit justifier son emploi.
  - La simulation virtuelle permet de réaliser des traitements non traditionnels pour être au plus près du volume cible et irradier le moins possible les tissus sains.
  - Les localisations bénéficiant d'une simulation virtuelle sont :
    - Les tumeurs intracrâniennes
    - Les tumeurs thoraciques : bronches, œsophage, poumons
    - Les tumeurs ORL : sinus, ethmoïde, cavum
    - Les tumeurs du pancréas, de la prostate …
  - Il n'est pas logique de réaliser une simulation virtuelle :
    - Si l'on sait à l'avance qu'il n'existe pas de solutions satisfaisantes
    - Si une technique connue et simple assure une adéquation optimale entre la zone traitée et le volume cible sans risques pour les tissus environnants

Détermination et simulation des faisceaux

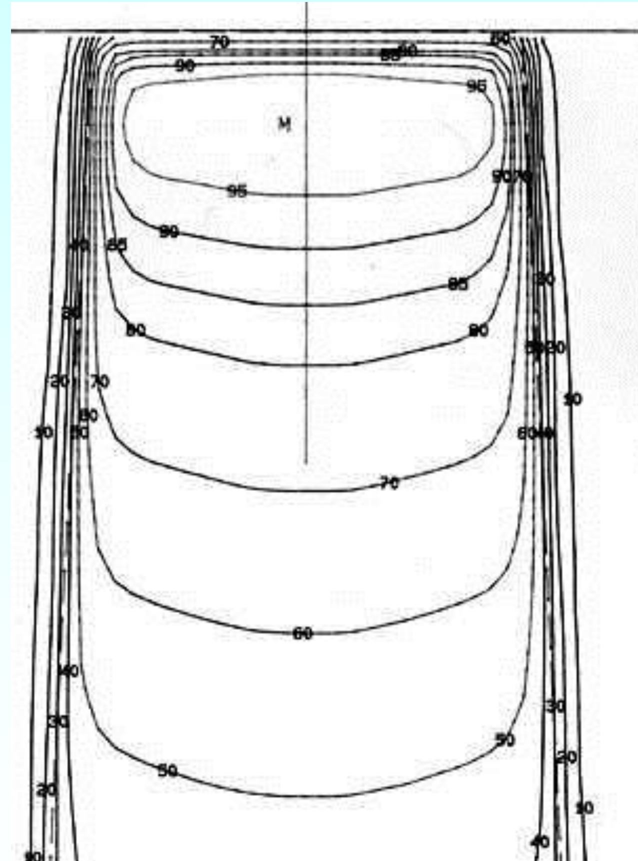
- Conclusions sur la simulation
  - La simulation standard avec quelques coupes scanner pour la dosimétrie est souvent suffisante pour les localisations :
    - Sein
    - ORL (larynx, oropharynx)
    - Pelviennes (rectum, utérus, vessie …)
  - La simulation conventionnelle simple reste la référence pour :
    - Le traitement des métastases et lorsque les repères du volume cible sont purement osseux
    - Le traitements des lésions cutanés
    - La grande majorité des cas palliatifs
  - Mais, on n'a pas toujours le choix
    - Service ne disposant pas d'un scanner dédié => difficulté d'avoir du temps scanner pour la simulation virtuelle
    - Inversement, pas de simulateur mais seulement un scanner dans le service, ce qui peut paraître superflu pour certaines localisations

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de faisceaux sont des matériaux que l'on interpose dans le trajet du rayonnement entre la source et le patient et qui ont pour but :
  - de protéger certains organes critiques
  - d'éviter certains points chauds, points de surdosage
  - de faire coïncider le plus possible le volume traité et le PTV en minimisant le volume des tissus sains recevant une dose thérapeutique

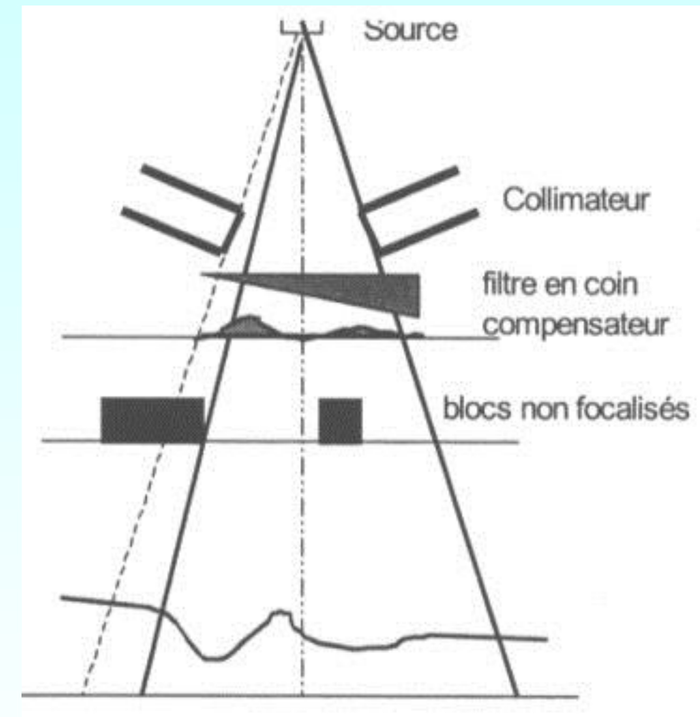
Les modificateurs de faisceaux de photons

- Un faisceau de photons est rarement rectangulaire et entrant perpendiculairement à travers une surface plane



Les modificateurs de faisceaux de photons

- En effet, le volume à traiter est rarement de forme simple et la répartition de dose à obtenir dans le patient de forme complexe nécessite souvent de modifier la dose à l'entrée, les bords du faisceau et même l'intérieur du champ.
- Il existe plusieurs types de modificateurs de faisceaux
  - Les modificateurs de forme de faisceaux
  - Les modificateurs de la dose à l'entrée
  - Les modificateurs de la dose en bordure de faisceau
  - Les modificateurs de dose dans le faisceau

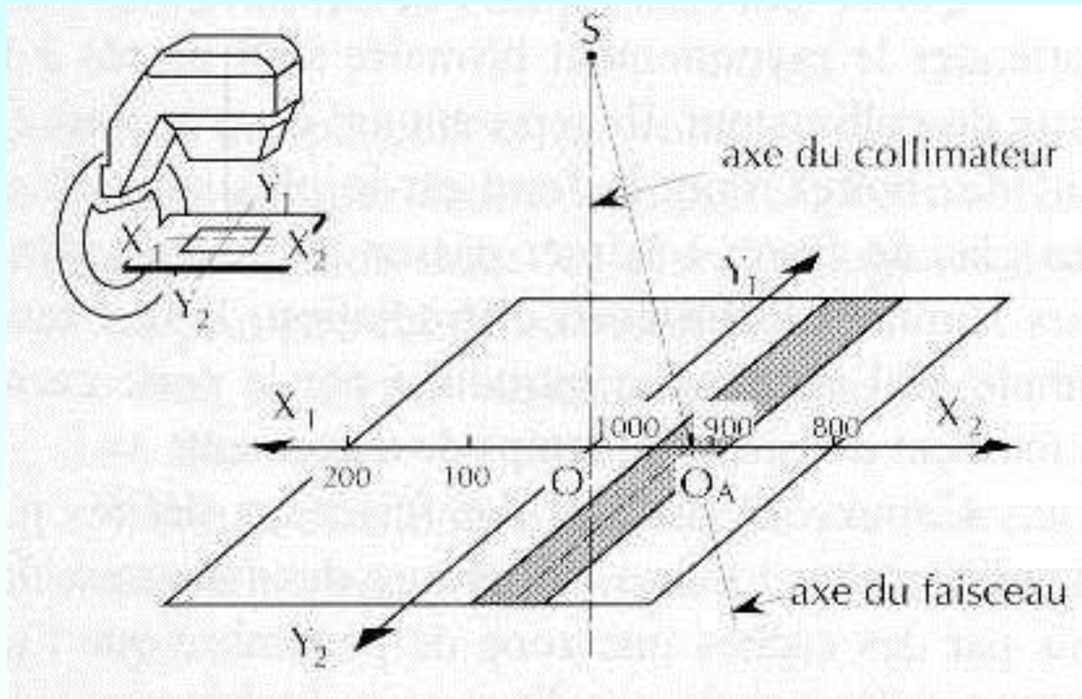


Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de forme de faisceaux :
  - leur rôle est de limiter la zone à irradier pour épargner les tissus sains.
  - Il en existe 2 types :
    - Les caches
      - Non focalisés
      - Focalisés
    - Le collimateur multi-lames

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Le collimateur primaire ne peut définir que des faisceaux de taille carrée ou rectangulaire.

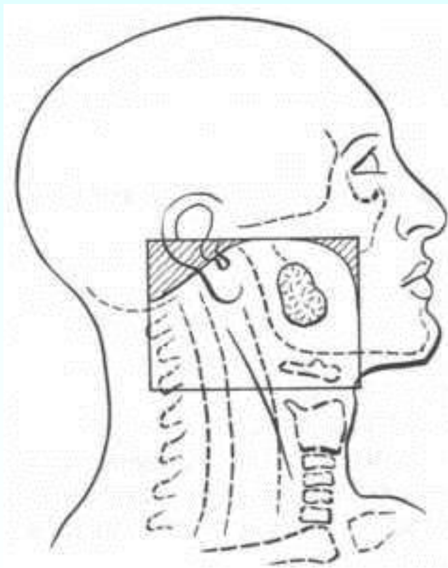


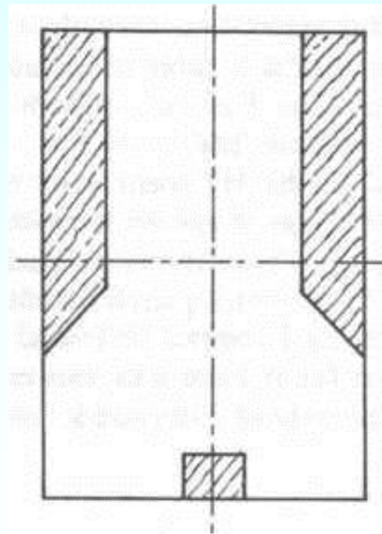
Il existe une possibilité d'asymétrie simple ou double sur certains accélérateurs

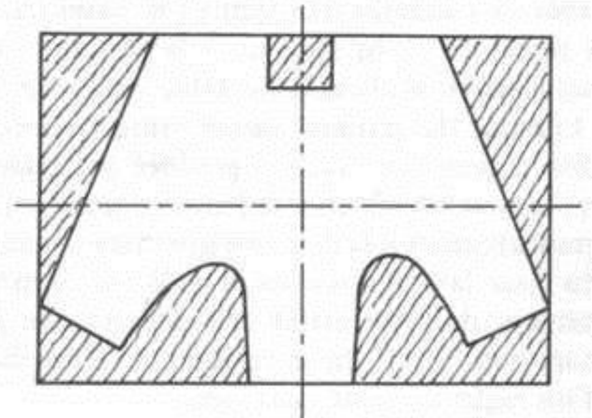
- Le collimateur primaire ne peut épouser les limites complexes afin de protéger les tissus sains environnants.

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les caches
  - On protège les tissus sains en se rapprochant du volume cible idéal en interposant dans le faisceau des caches fabriqués dans un matériau épais et dense qui permet d'arrêter presque totalement le rayonnement primaire







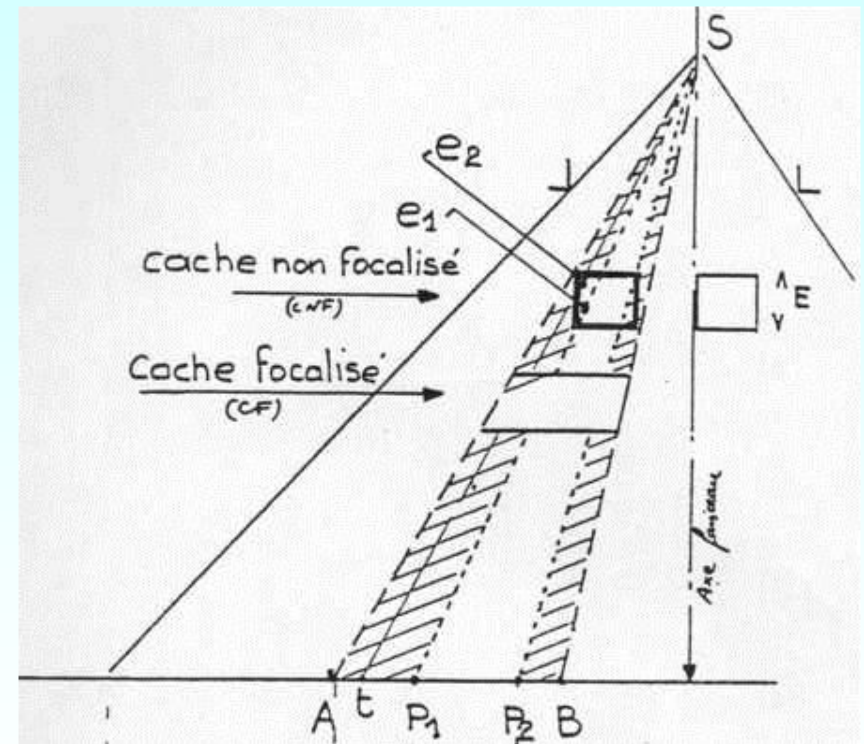
Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les caches non focalisés se présentent sous la forme d'un parallélépipède en plomb tandis que les caches focalisés sont réalisés en alliage métallique de Lipowitz (Cerrobend, MCP70…) avec une épaisseur supplémentaire d'environ 20%
- Caractéristiques :

	Caches non focalisés	Caches focalisés
Matériau de composition	Plomb	Alliage de Lipowitz Bismuth : 50.0% - Etain : 13.3% Plomb : 26.7% - Cadmium : 10.0%
Masse volumique	11.2	9.64
Point de fusion (°C)	327	70

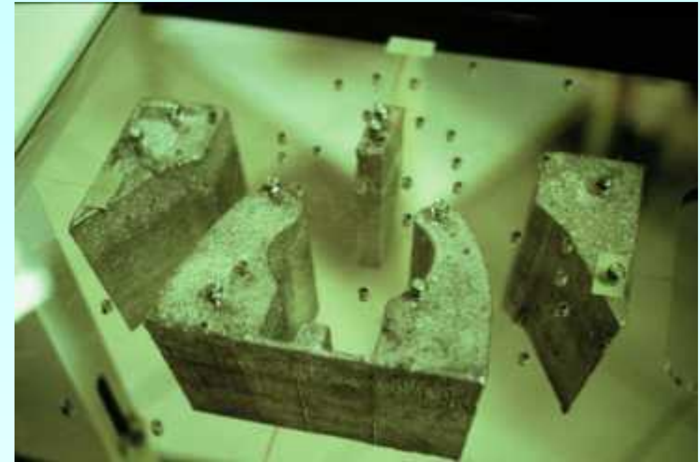
Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les caches
  - On utilise :
    - Des caches non focalisés à bords droits ; la géométrie des champs d'irradiation reste grossière. Ils sont à proscrire. Ils sont introduits dans des porte caches et sont généralement de forme simple.
    - Ils présentent une pénombre de transmission : la zone effectivement cachée est plus petite que sa projection lumineuse.



Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les caches
  - Des caches focalisés
    - Les bords suivent la divergence du faisceau d'irradiation
    - La qualité de la radioprotection des organes critique en est accrue
    - Ils sont introduits dans des porte caches ou fixés sur des plaques prêtes à être rajoutées sur le porte accessoires des accélérateurs.
    - Ils sont généralement de forme complexes.
    - Un découpeur permet la réalisation de moules de polystyrène expansé dans lequel est coulé l'alliage métallique





Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les caches
  - Les <u>caches focalisés</u>
    - Attention de bien noter la distance foyer film (DSF) lors de la simulation pour le reporter au niveau du découpeur
    - On doit aussi connaître la distance source base du cache pour l'appareil de traitement utilisé
    - Le contrôle des caches avant le début de traitement est nécessaire.
    - Les caches sont fixés sur un porte cache fixés à la base du collimateur (ce porte cache est pris en compte dans les calculs car il occasionne une atténuation du faisceau)



Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les caches
  - Epaisseur du cache varie en fonction de l'énergie

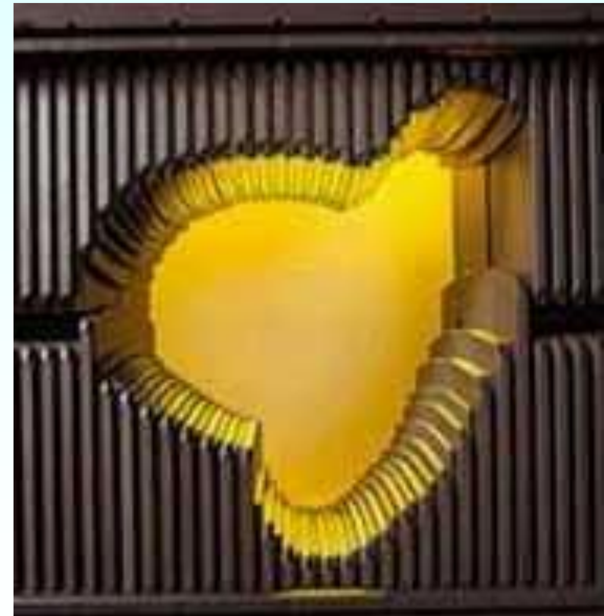
	200 KV	Co 60	RX 5.5 MV	RX 18 MV	RX 25 MV
Epaisseur de plomb	3 mm	5.0 cm	6.5 cm	5.7 cm	5.3 cm
Epaisseur d'alliage de Lipowitz	-----	5.8 cm	7.6 cm	6.6 cm	6.2 cm
Transmission	négligeable	6%	6%	6%	6%

  - La transmission est donnée pour une épaisseur de 4 CDA
  - La CDA = couche de demi atténuation est l'épaisseur de matériau pour laquelle le débit de dose est réduit à la moitié de sa valeur initiale.
  - La réalisation des caches focalisés s'effectuant avec un matériau de masse volumique plus faible que le plomb, l'épaisseur des caches doit être plus importante pour le même transmission.

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Le collimateur multilames
  - Une des paire de mâchoire du collimateur peut être remplacée par un grand nombre de paires de lames (80 ou 120 lames) jointives et indépendantes les unes des autres. Elles permettent de délimiter le faisceau avec une forme irrégulière en marches d'escalier.
  - L'épaisseur des lames varie mais sont de l'ordre de 5 à 10 mm.
  - Il existe des collimateurs additionnels à lames plus fines pour les très petis champs (stéréotaxie) : collimateur micro multi lames





Les modificateurs de faisceaux de photons

- Le collimateur multilames
  - Chaque lame dispose d'un moteur et de deux systèmes de copie de position : un pour placer la lame et l'autre pour contrôler le positionnement
  - Le système électronique de sécurité interdit le traitement si une lame n'est pas à sa place.





Les modificateurs de faisceaux de photons

- Le collimateur multilames
  - Compte tenu de la forme des lames il existe toujours un rayonnement de fuite entre les lames (<2%)
  - Il y a aussi un rayonnement transmis à travers les lames (de l'ordre du %)
  - Il existe une pénombre de transmission due à la forme arrondie des lames

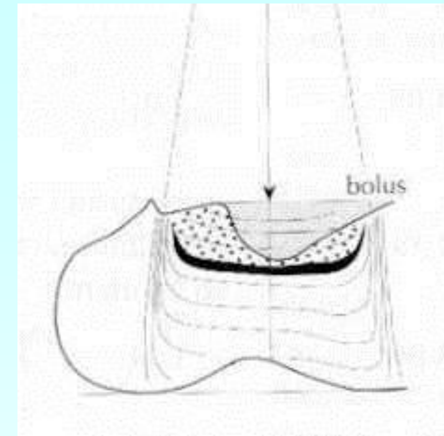


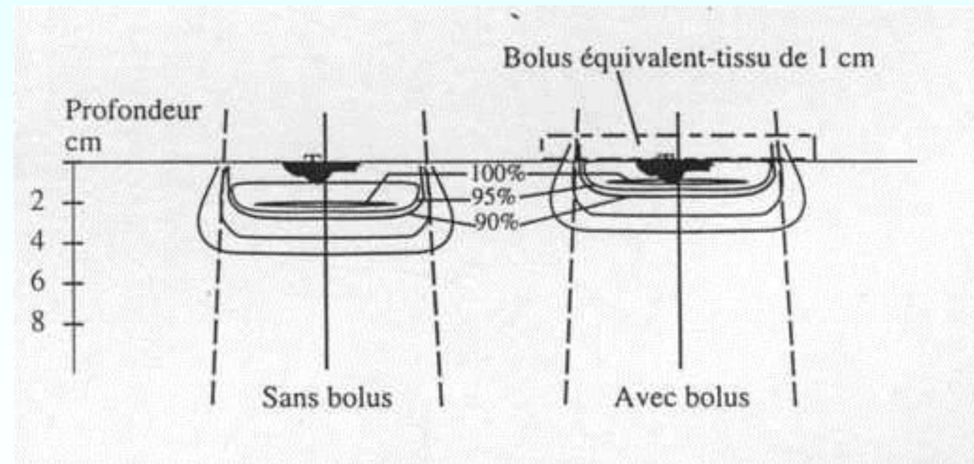
Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose à l'entrée du faisceau :
  - Les dégradeurs de faisceaux :
    - Lorsque l'on interpose une feuille de matière sur le parcours des photons, on atténue le faisceau mais on crée aussi un rayonnement diffusé.
    - Si la matière est placée suffisamment près de la surface d'entrée du milieu, la répartition de dose dans les premiers centimètres est modifiée et ressemble à celle obtenue avec un faisceau de plus faible énergie nominale.
    - Ainsi 1 cm de plexiglas placé à 10 cm de la peau dans un faisceau de 9 MV conduit à une répartition de dose quasi superposable à celle obtenue avec un télécobalt
    - C'est une façon de remplacer pour les premiers cm un télécobalt par un accélérateur, sous réserve que le dégradeur de faisceau reste bien positionné, c'est-à-dire que la peau soit presque plane et perpendiculaire au faisceau

Les modificateurs de faisceaux de photons

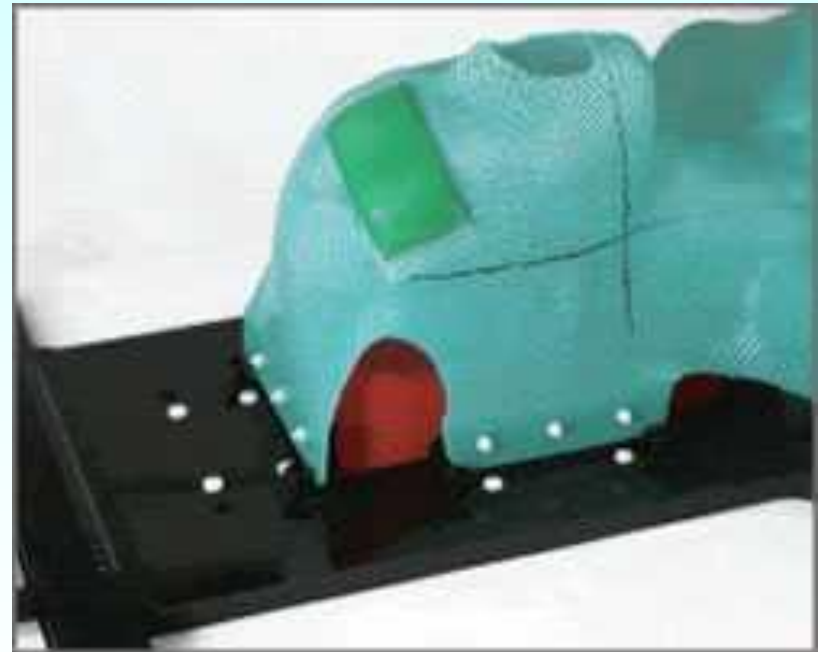
- Les modificateurs de dose à l'entrée du faisceau :
  - Les bolus
    - Le bolus est un matériau équivalent tissu placé à la surface du volume à irradier de façon à augmenter la dose dans les premiers millimètres lorsque le contexte clinique l'impose : volume cible trop près de la peau compte tenu de l'énergie du rayonnement.
    - Il peut être posé sur la peau du patient et fixé avec un adhésif ou collé à demeure sur un masque de contention.





Les modificateurs de faisceaux de photons

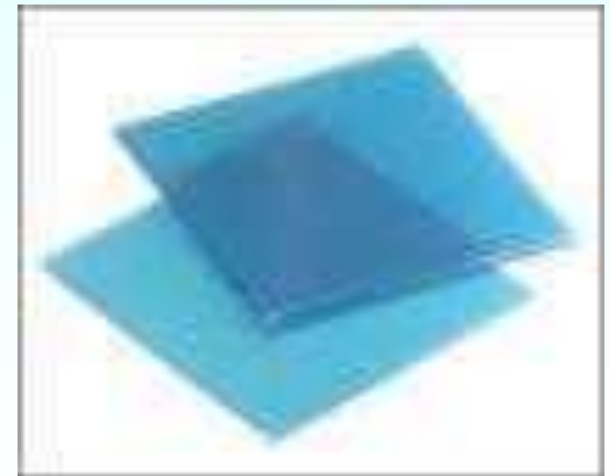
- Les modificateurs de dose à l'entrée du faisceau :
  - Les bolus
    - Diverses façons de réaliser un bolus :
      - Des plaques de cires à modeler de 1 à 5 mm d'épaisseur et de masse volumique 0.85 g/cm3. Ces plaques trempées dans l'eau chaude (de 40 à 80°C selon les fournisseurs) se ramollissent et peuvent être modelées



Les modificateurs de faisceaux de photons

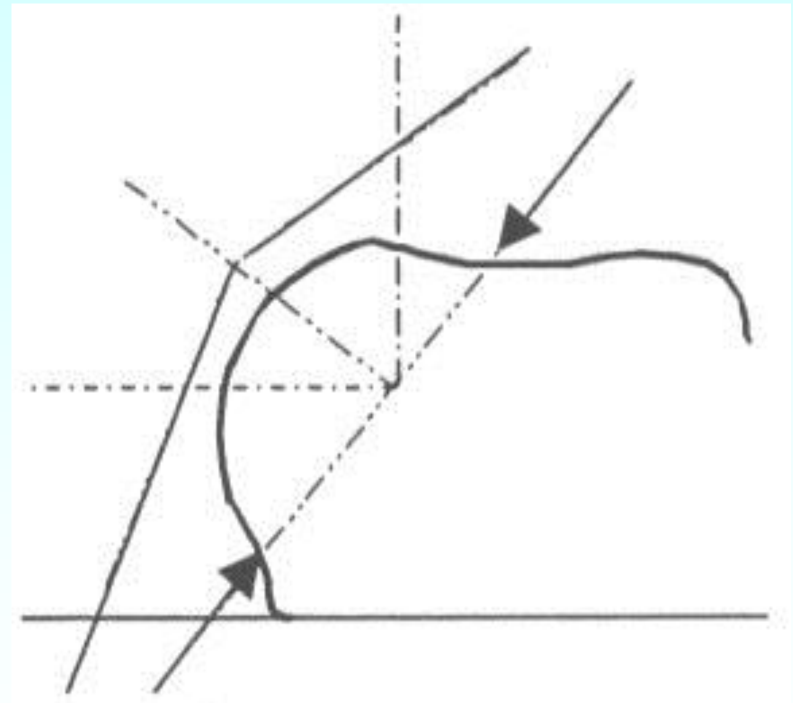
- Les modificateurs de dose à l'entrée du faisceau :
  - Les bolus
    - Diverses façons de réaliser un bolus :
      - Des plaques de gel de silicone d'épaisseur constante (5, 10, 15 ou 20 mm)et dont la flacidité permet d'épouser au mieux une surface cutanée (Superflab, Bolusil …). Le nettoyage est possible. Une variante possède une surface légèrement adhésive (Elastogel) mais c'est un produit à réserver à un seul patient puis à jeter.





Les modificateurs de faisceaux de photons

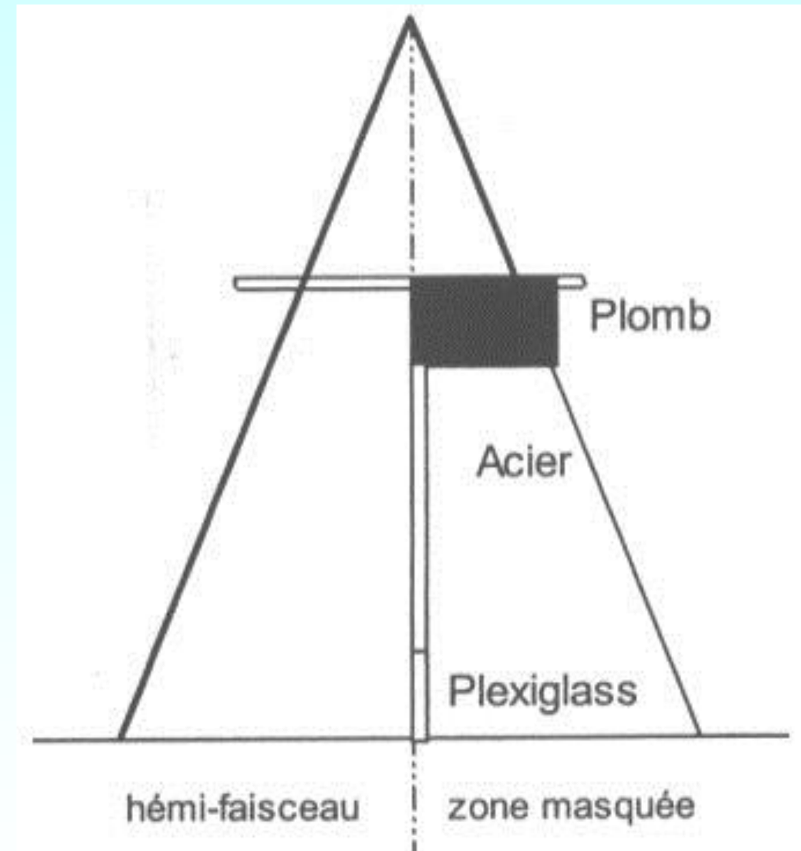
- Les modificateurs de dose en bordure de faisceau :
  - Générateur d'hémi-faisceau
- Un hémi faisceau est construit à partir d'un faisceau dont on masque exactement la moitié par un cache en plomb. Ce dispositif réalisé limite le faisceau utile au demi faisceau émergent du collimateur de l'appareil de traitement
- Il est utilisé pour des traitements qui nécessitent une réduction de la pénombre géométrique d'un côté du champ (cobalt).
- Ce dispositif est principalement utilisé pour les irradiations du sein.
- Ces « coupeur de champs » sont de moins en moins utilisés. En effet, avec les accélérateurs, on met en œuvre des techniques en hémi-champs en utilisant les mâchoires asymétriques.



Les modificateurs de faisceaux de photons

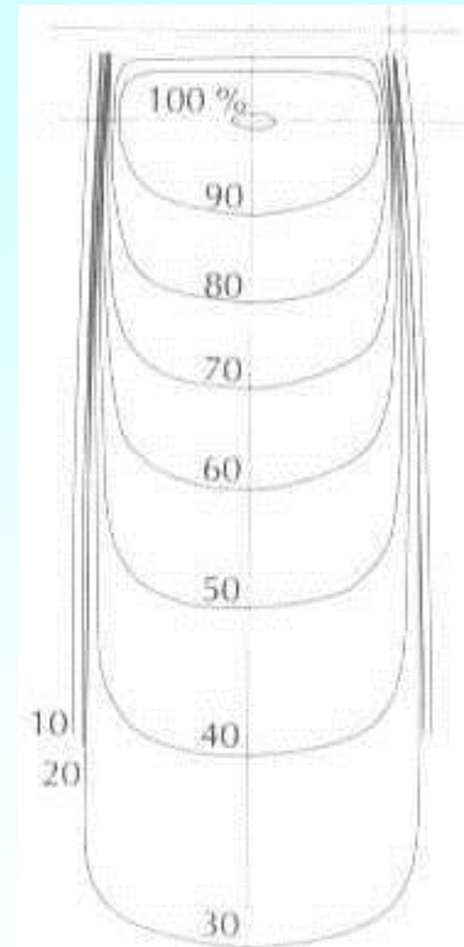
- Les modificateurs de dose en bordure de faisceau :
  - Générateur d'hémi-faisceau

- Le dispositif (ARPLAY) est composé de 3 parties : une brique de plomb de 6 cm d'épaisseur masquant la moitié du faisceau initial, une plaque d'acier inoxydable verticale de 1 cm d'épaisseur (prolongateur) et d'une plaque terminale de 4 cm de long en plexiglas qui permet d'obtenir une DSP = 80 cm



Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose en bordure de faisceau :
  - Générateur de pénombre

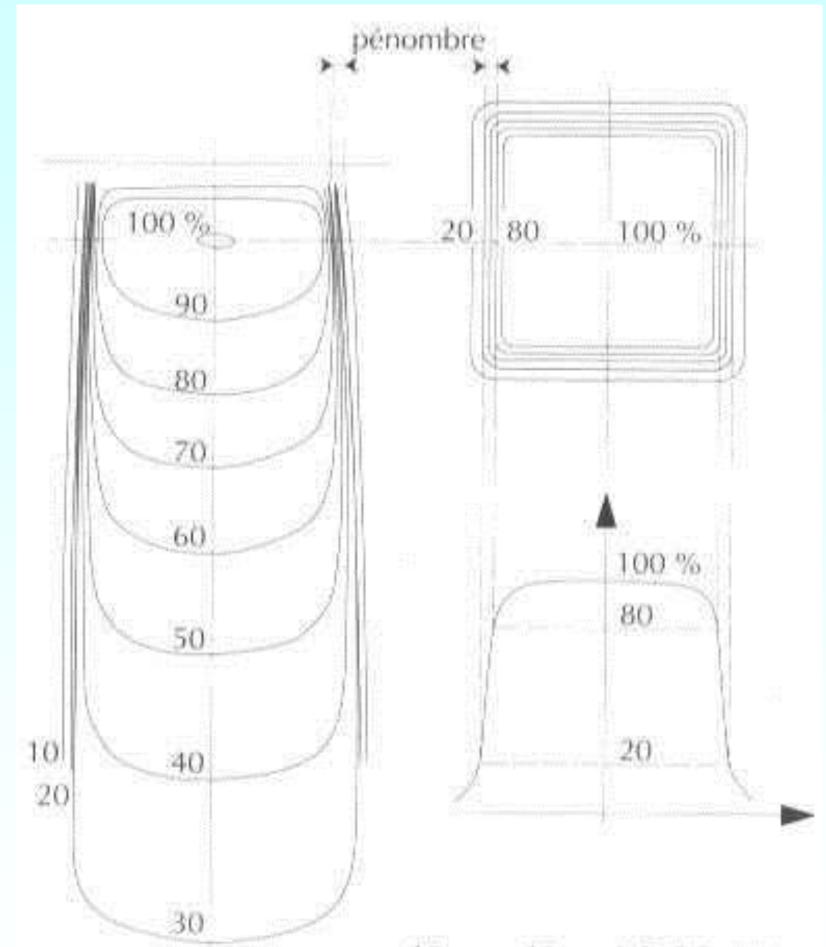


- Courbes isodoses
  - On appelle surface isodose l'ensemble des points du milieu irradié où la dose présente la même valeur
  - Elle sont exprimées en pourcentage de la valeur maximale de la dose sur l'axe du faisceau dans le plan considéré.

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose en bordure de faisceau :
  - Générateur de pénombre

- Pénombre
  - On observe toujours en bordure de faisceau une zone dans laquelle la dose décroît plus ou moins vite.
  - Pénombre = la distance séparant l'isodose 80% de l'isodose 20% de la dose maximale sur l'axe à la profondeur considérée (profondeur du maximum ou profondeur de référence).

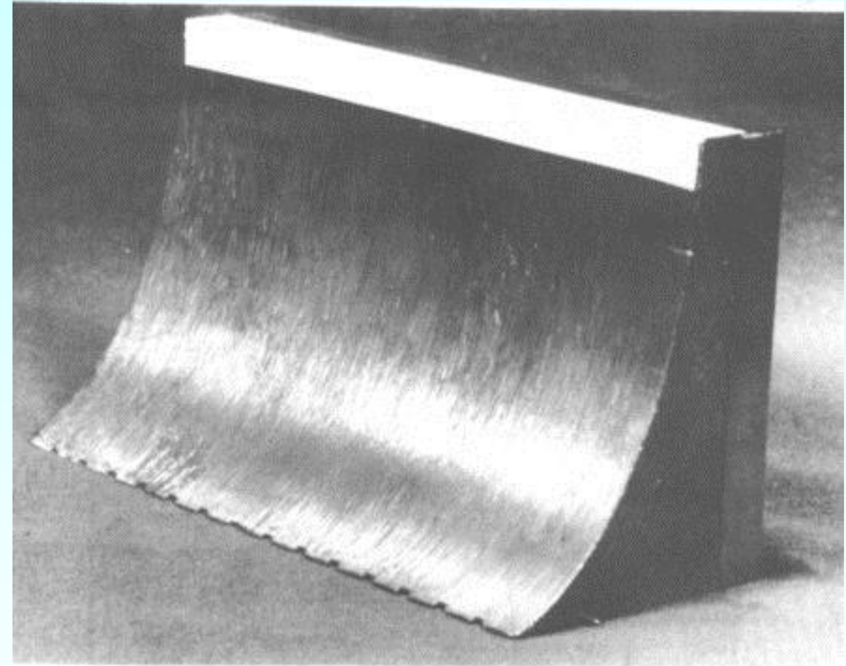


Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de <u>dose en bordure de faisceau</u> :
  - Générateur de pénombre
    - La pénombre très étroite de certains faisceaux de photons est un avantage lorsque l'on désire irradier un volume cible proche d'un organe à risque puisqu'on passe rapidement d'une dose élevée à une dose modeste. Cette caractéristique devient un inconvénient lors des irradiations mettant en œuvre des champs adjacents, car elle accroît les risques de sur ou sous dosage au niveau de plan de jonction.
    - Pour éviter ces inconvénients, plusieurs solutions peuvent être envisagées :
      - Eviter l'utilisation de champs adjacents, préférer une DSP plus grande pour maintenir un champ unique
      - Utiliser le système de jonctions mobiles ou multiples : la jonction est déplacée de jour en jour (3 ou 5 positions) en réduisant un champs et en agrandissant l'autre. On diminue ainsi les conséquence d'une erreur même minime de positionnement

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de <u>dose en bordure de faisceau</u> :
  - Générateur de pénombre

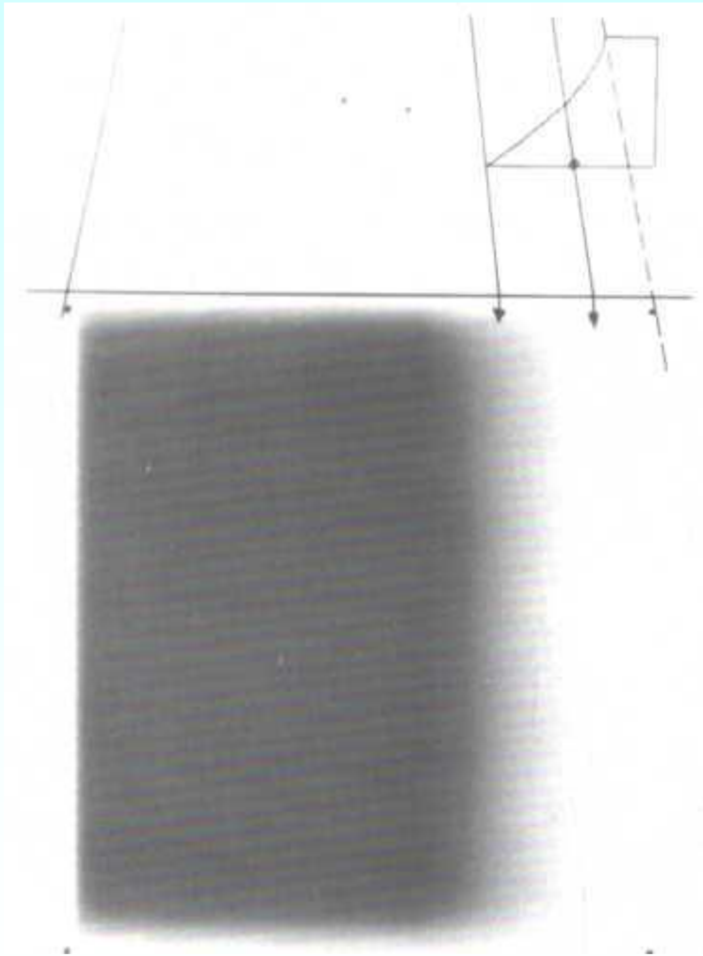


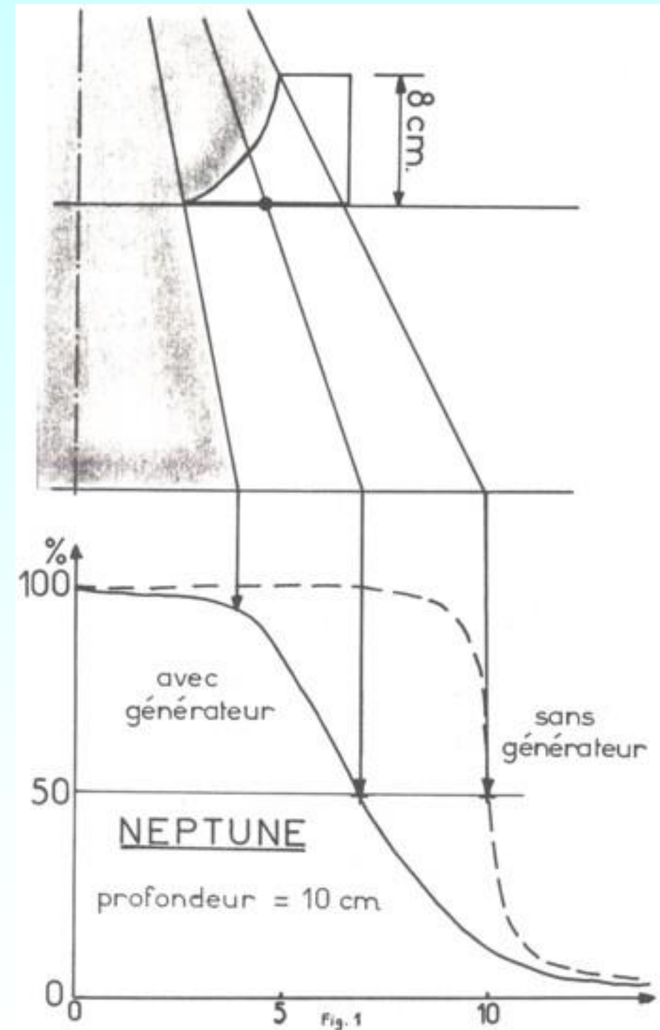
- Créer une <u>pénombre artificielle</u> à l'aide d'un générateur de pénombre. Cet accessoire (coin à profil exponentiel) permet de générer une variation linéaire de la dose sur une certaine distance (variant de 3 à 5 fois l'erreur de positionnement). Il est réalisé en plomb ou en alliage et est fixé à une mâchoire du collimateur ou sur le plateau porte cache. La qualité du résultat obtenu dépend de la précision avec laquelle il est positionné. Cependant peu de système de calcul sont capable de le prendre en compte. Le contrôle de qualité s'effectue le plus souvent par film.

- Une solution alternative avait été proposée : une des mâchoires asymétriques était animée d'un mouvement alternatif autour de sa position nominale

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose en bordure de faisceau :
  - Générateur de pénombre

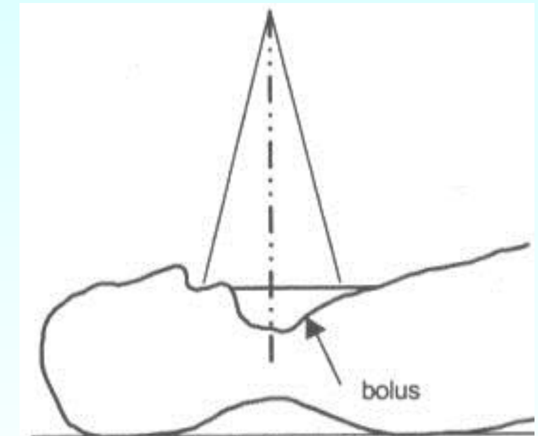




Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - Bolus (au sens originel)

- A l'origine, la dosimétrie était réalisée à la main et les méthodes de déformation des isodoses de base pour prendre en compte la correction de courbure de la peau étaient mal connues. Pour pallier les irrégularités cutanées on aplanissait la surface d'entrée du faisceau en disposant sur la peau une matière malléable équivalente à du tissu mou.
- Grâce à cet artifice, la répartition de dose devenait régulière dans le patient avec seulement un déplacement des isodoses puisque le maximum de dose se situait à la peau
- Cette méthode a été abandonnée avec l'arrivée du télécobalt, car elle faisait perdre l'avantage de la protection cutanée apportée par l'accroissement de dose dans les premiers mm.

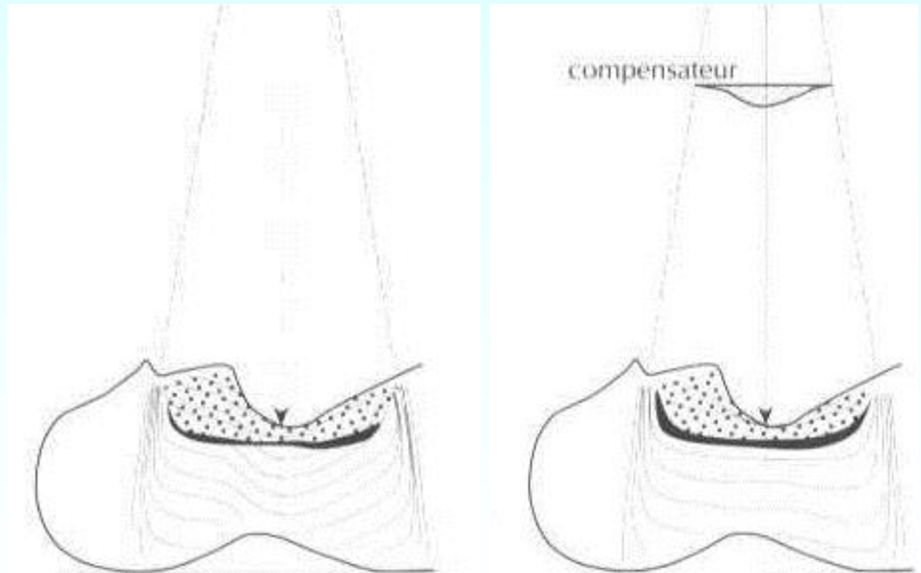


Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - Compensateurs :
    - Définition générale : Les compensateurs sont des systèmes prévus pour déformer la répartition de dose dans tout le faisceau afin de prendre en compte la surface irrégulière du patient et / ou les irrégularités de sa composition
    - Compensation de forme
      - Le compensateur est composé de la quantité homothétique de matière placée à distance sur un support. On peut utiliser tout type de matériau pourvu que l'on puisse ajuster l'épaisseur dans le rapport des masses volumiques.

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - Compensateurs :
    - De petites plaquettes de laiton ou d'aluminium sont le plus souvent utilisées collées sur une plaque de plexiglas. Une simple conformation suffit à calculer l'épaisseur de tissu à compenser.
    - Le résultat est valable que si la composition du patient peut être supposée homogène

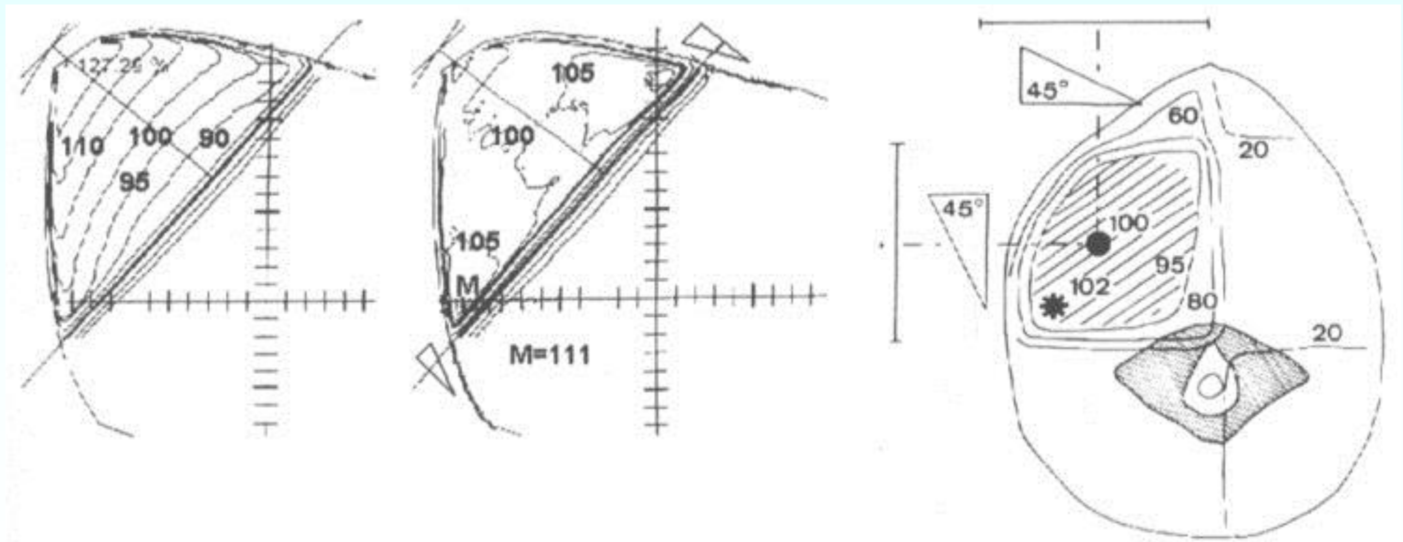


Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de <u>dose dans le faisceau</u> :
  - Filtre en coin :
    - Le filtre en coin est un cas particulier de compensateur. Il modifie la répartition de dose dans le faisceau par atténuation progressive d'un côté à l'autre.
    - La forme du filtre en coin dépend de :
      - L'énergie du rayonnement
      - Des dimensions du champs d'irradiation
      - De la distance d'utilisation
      - De la profondeur pour laquelle il a été calculé

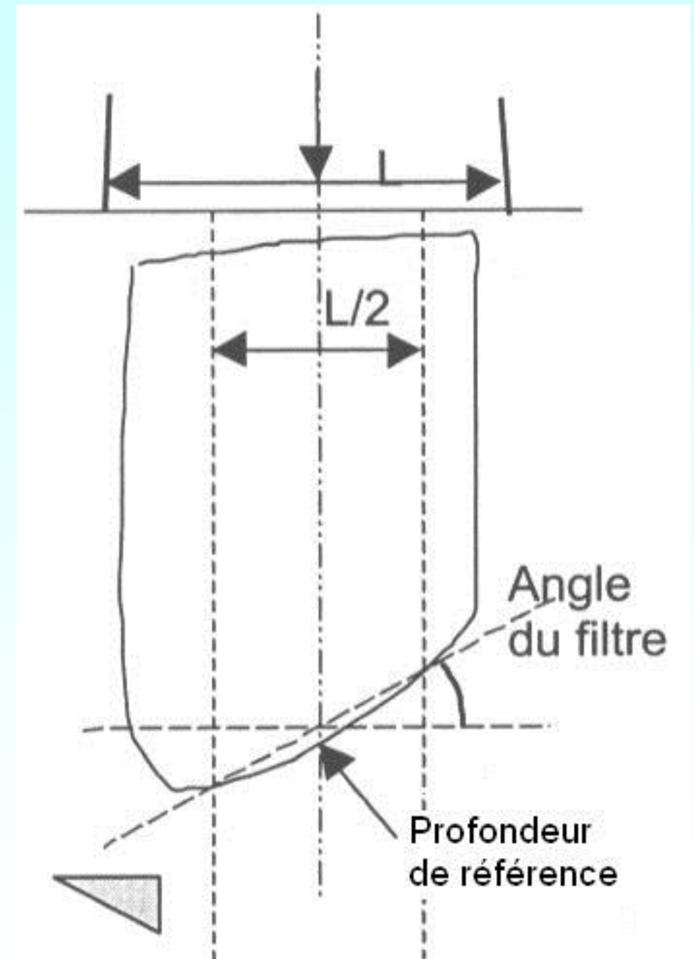
Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de <u>dose dans le faisceau</u> :
  - Filtre en coin :
    - Il est utilisé dans le but de redonner aux isodoses une direction perpendiculaire à l'axe du faisceau lorsque la surface d'entrée est oblique ou de modifier l'angle des isodoses pour qu'elles se combinent de façon homogène avec celles d'un faisceau dans la zone contenant le volume cible (2 faisceaux orthogonaux pour traitement d'un sinus maxillaire)



Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - Filtre en coin :
    - Il est caractérisé par son angle :



L'angle du filtre en coin est défini par une perpendiculaire à l'axe du faisceau et la droite passant par deux points équidistants de l'axe, points séparés par une distance égale à la moitié du champ d'irradiation et relevé sur l'isodose passant à la profondeur de référence

Attention : il ne faut pas confondre cet angle avec celui de l'accessoire que vous aurez dans les mains

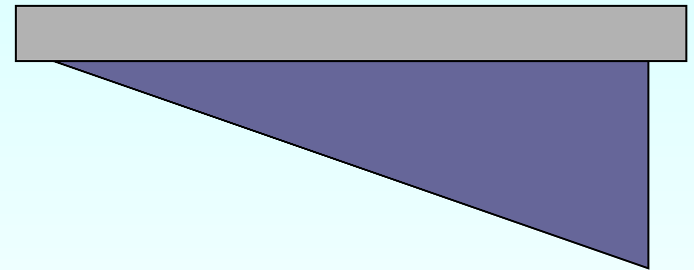
Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - Filtre en coin :
    - Il est caractérisé par son facteur coin :
      - Le facteur coin est le rapport des doses absorbées mesurées sur l'axe à la profondeur de référence, avec et sans filtre en coin.
      - Ce facteur est toujours très inférieur à l'unité et ne doit pas être omis dans le calcul des temps de traitement. Le risque est celui d'un sous-dosage énorme.

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - Filtre en coin :
    - Plusieurs méthodes pour réaliser un filtre en coin :
      - Filtre en coin matériel, manuel :

Il est constitué d'un dièdre métallique fixé sur un support, dont l'arête est parallèle à un des axes principaux.
Il est généralement fabriqué en plomb ou tungstène.
Sa taille est adaptée à un faisceau souvent plus petit que le faisceau maximum de l'appareil de traitement.
Plus il est grand, plus il est lourd, fragile et dur à mettre en place. Il doit toujours porter l'indication des dimensions maximales pour lequel il est utilisable.



Chaque appareil de traitement peut être équipé de plusieurs filtres : 15°, 30°, 45° et 60°.

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de <u>dose dans le faisceau</u> :
  - Filtre en coin :
    - Plusieurs méthodes pour réaliser un filtre en coin :
      - Filtre en coin automatique ou motorisé :

        C'est un filtre en coin métallique dont l'angle est d'environ 60°. Il est inclus dans la tête de l'appareil de traitement. Un moteur sert à le mettre en place et à l'enlever. Par la combinaison d'une partie du traitement avec le filtre et le reste en son absence il est possible de réaliser un traitement équivalent à n'importe quel filtre dont l'angle serait compris entre 0° et 60°.

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - Filtre en coin :
    - Plusieurs méthodes pour réaliser un filtre en coin :
      - Filtre en coin automatique ou motorisé :

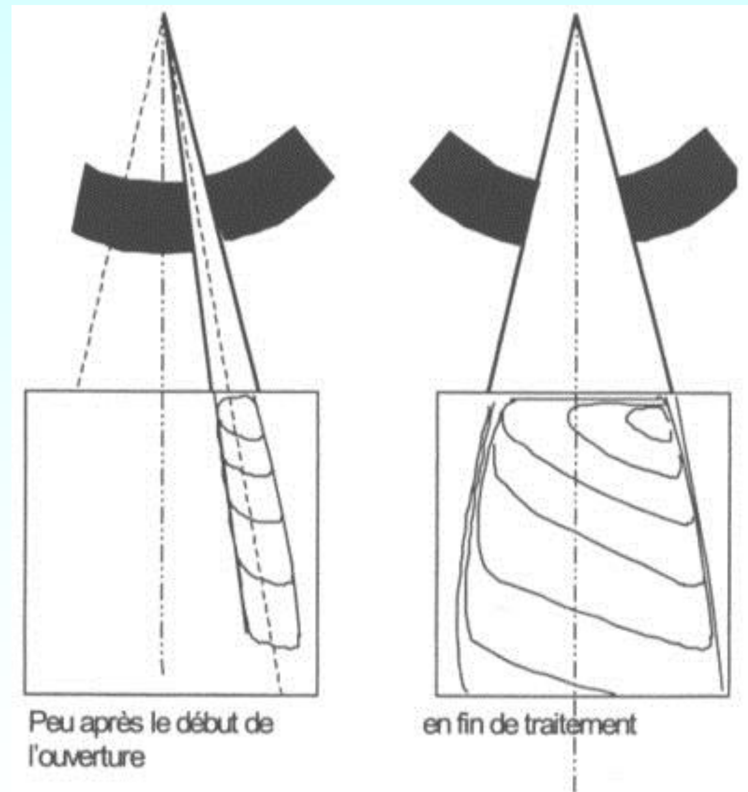
Ce type de filtre présente de nombreux avantages :

- la mise en place est entièrement contrôlée par le système électronique, une sécurité vérifie son bon positionnement.
- la gamme d'angle est plus étendue
- pas de risque du à la manipulation
- le champ lumineux reste visible
- la direction de la pointe du coin est visible sur la projection du champ lumineux ce qui permet de vérifier sa bonne orientation
- le nombre d'unités moniteur avec filtre et sans filtre sont visibles sur l'écran de contrôle de l'appareil de traitement.
- il est utilisable même pour de grands champs (en général jusqu'à 30X30 cm^2)

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de <u>dose dans le faisceau</u> :
  - Filtre en coin :
    - Plusieurs méthodes pour réaliser un filtre en coin :
      - Filtre en coin dynamique :

Les appareils de traitement qui possèdent un collimateur asymétrique constitué de mâchoires qui sont mobiles indépendamment les unes des autres et qui peuvent dépasser l'axe mécanique du collimateur permettent la mise en œuvre d'un coin dynamique.
La position des mâchoires et le sens de leur déplacement par rapport à l'axe mécanique du collimateur doivent être connus avec précision.



Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - Filtre en coin :
    - Plusieurs méthodes pour réaliser un filtre en coin :
      - Filtre en coin dynamique :

Les avantages de ce système sont :
- la mise en place est automatique sous contrôle électronique
- il n'existe pas de réduction du débit de dose due au facteur coin

Il subsiste quelques inconvénients :
- il faut apporter un soin particulier à l'enregistrement des paramètres
- le sens du coin est difficile à repérer
- on ne peut pas réaliser tous les angles pour tout nombre d'unités moniteur à cause de la vitesse des mâchoires et du débit de dose de la machine (exemple : minimum 21 UM pour un faisceau filtré à Ste Catherine)

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - La modulation d'intensité :

Traditionnellement, un appareil de traitement délivre une dose uniforme dans tout plan perpendiculaire à l'axe du faisceau.
Pour tenir compte des irrégularités de la surface d'entrée et de la composition hétérogène du patient, il est intéressant de moduler l'intensité du rayonnement primaire sans passer par la technique des compensateurs.

Définition : on dit que l'on utilise une intensité modulée dans le faisceau, si chaque pinceau élémentaire peut prendre une valeur différente de celle de son voisin.

En pratique, on module l'intensité du faisceau séquentiellement par superposition de faisceaux de formes différentes judicieusement pondérés ou par déformation progressive du champ.

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de <u>dose dans le faisceau</u> :
  - La modulation d'intensité : 2 méthodes

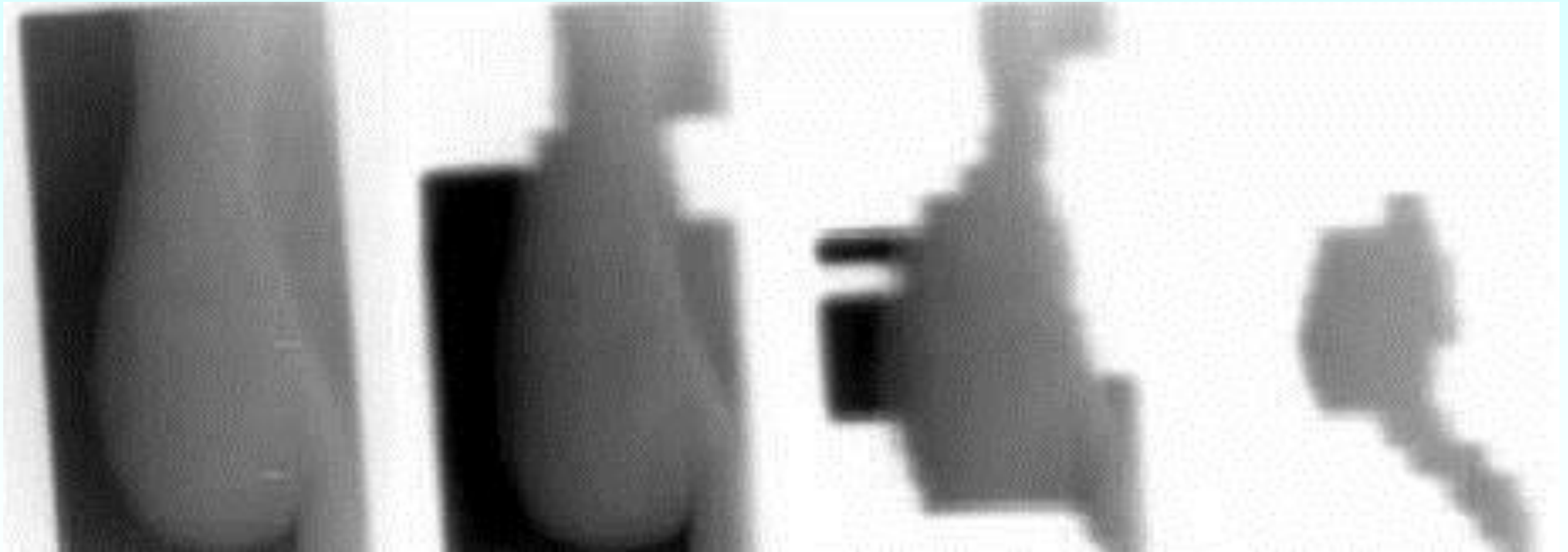
-<u>Step and shoot</u> :

- on exécute un enchaînement rapide et automatique de faisceaux fixes de forme irrégulières avec pour chacun une durée relativement courte. Ceci justifie le nom, mise en place de la forme (Step) puis traitement (Shoot).
- technique qui nécessite un collimateur multilame à déplacement rapide et une très grande stabilité de la dose même pour un nombre d'UM très faible.
- cette méthodologie = multiplication des étapes déjà pratiquées en traitement.
- on peut contrôler chaque étape avec les moyens traditionnels (films et imagerie numérique).
- le profil de dose résultant est discontinu, en marches d'escalier

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - La modulation d'intensité : 2 méthodes

-Step and shoot :



Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - La modulation d'intensité : 2 méthodes

-Sliding Window :

- technique plus récente utilisant aussi le collimateur multilame
- le traitement débute avec toutes les lames fermées sur un côté du champ à réaliser et ensuite les lames commencent à s'ouvrir, chacune avec une vitesse variable suivant sa position par rapport à l'axe, puis leurs opposés se déplacent à leur tour, elles aussi à vitesse variable pour refermer le faisceau.
- chaque point du champ d'irradiation est ainsi irradié d'une façon unique et ajustable
- la résultante est une irradiation continue non homogène à variation continue.
- cette technique permet un traitement plus rapide plus la précédente
- demande un contrôle de qualité très important

Les modificateurs de faisceaux de photons

- Les modificateurs de dose dans le faisceau :
  - La modulation d'intensité : 2 méthodes

-Sliding Window :

